



ConScientiae Saúde

ISSN: 1677-1028

ISSN: 1983-9324

conscientiaesaude@uninove.br

Universidade Nove de Julho

Brasil

Morita, Ângela Kazue; Marques, Nise Ribeiro; Navega, Marcelo Tavella
Análise bilateral da resposta muscular antecipatória do tronco na dor lombar recorrente
ConScientiae Saúde, vol. 17, núm. 2, 2018, -Junio, pp. 127-134
Universidade Nove de Julho
São Paulo, Brasil

DOI: <https://doi.org/10.5585/ConsSaude.v17n2.7703>

Disponível em: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=92957928004>

- Como citar el artículo
- Número completo
- Más información del artículo
- Página de la revista en redalyc.org

redalyc.org

Sistema de Información Científica Redalyc

Red de Revistas Científicas de América Latina y el Caribe, España y Portugal
Proyecto académico sin fines de lucro, desarrollado bajo la iniciativa de acceso
abierto

Análise bilateral da resposta muscular antecipatória do tronco na dor lombar recorrente

Bilateral analysis of the anticipatory trunk muscle response in recurrent low back pain

Ângela Kazue Morita¹; Nise Ribeiro Marques²; Marcelo Tavella Navega³

¹ Centro de Estudos da Educação e da Saúde, Faculdade de Filosofia e Ciências – Universidade Estadual Paulista – UNESP, Marília, SP – Brasil.

² Centro de Ciências da Saúde – Universidade do Sagrado Coração – USC, Bauru, SP – Brasil.

³ Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Faculdade de Filosofia e Ciências – Universidade Estadual Paulista – UNESP, Marília, SP – Brasil. Programa de Pós-Graduação em Desenvolvimento Humano e Tecnologias, Instituto de Biociências – Universidade Estadual Paulista – UNESP, Rio Claro, SP – Brasil.

Endereço para Correspondência:

Ângela Kazue Morita

Centro de Estudos da Educação e da Saúde. Av. Hygino Muzzi Filho, 737. Campus Universitário.

17525-900 – Marília - SP [Brasil]

angela.morita@yahoo.com.br

Resumo

Introdução: a literatura aponta controvérsias sobre a estabilização proporcionada pela ativação antecipatória dos músculos profundos do tronco e as evidências baseadas na análise bilateral do tempo de reação (*onset*) muscular de sujeitos com dor lombar são escassas. **Objetivos:** comparar o *onset* muscular do tronco entre sujeitos saudáveis e com dor lombar recorrente, bem como, comparar o *onset* muscular entre os lados do tronco nestas populações. **Métodos:** 19 sujeitos com dor lombar e 19 sujeitos saudáveis executaram o teste de elevação do membro superior dominante, no qual foram coletados os sinais eletromiográficos dos músculos do tronco. **Resultados:** na comparação entre os grupos, sujeitos com dor lombar apresentaram respostas mais rápidas do oblíquo interno contralateral ao membro elevado ($p = 0,016$). Na comparação entre os lados, sujeitos saudáveis apresentaram diferença significativa entre o *onset* dos oblíquos internos ($p = 0,043$). **Conclusão:** a dor lombar recorrente provoca alteração das respostas motoras geradas pela perturbação postural.

Descritores: Postura; Músculos abdominais; Eletromiografia; Tempo de reação.

Abstract

Introduction: The literature showed controversies about the stabilization provided by the anticipatory activation of the deep trunk muscles and the evidence based on the bilateral analysis of the muscle reaction time (*onset*) of subjects with low back pain is poor. **Objectives:** to compare the trunk muscle onset between healthy subjects and people with recurrent low back pain, as well as to compare the onset between the trunk sides in these populations. **Methods:** 19 subjects with low back pain and 19 healthy subjects performed the arm elevation test of the dominant upper limb, in which the electromyographic signals of the trunk muscles were collected. **Results:** in the groups comparison, subjects with low back pain had faster responses of the contralateral internal oblique to the raised limb ($p = 0,016$). In the comparison between the sides, healthy subjects presented significant difference between the onset of the internal oblique ($p = 0,043$). **Conclusion:** recurrent low back pain causes alteration of the motor responses generated by the postural destabilization.

Keywords: Posture; Abdominal muscles; Electromyography; Reaction time.

Introdução

A estabilidade é a capacidade do sistema neuromuscular em controlar a posição e o movimento do tronco com o objetivo de otimizar a produção, a transferência e o controle das forças que são provenientes ou direcionadas às extremidades do corpo, durante atividades funcionais. Este mecanismo ocorre por meio de rápidas respostas posturais às perturbações internas e externas, ou seja, esperadas ou inesperadas¹. No segmento lombar, a estabilização limita os deslocamentos intervertebrais excessivos, com a finalidade de prevenir lesões teciduais, a ocorrência de dor e incapacidade funcional².

Alterações no recrutamento motor, tais como atraso no tempo de reação muscular diante de uma perturbação postural, poderiam resultar numa proteção inadequada às estruturas que compõem a coluna vertebral³⁻⁵. A partir deste pressuposto, Hodges e Richardson³ desenvolveram uma das teorias mais estudadas e empregadas clinicamente para o tratamento da dor lombar⁶, que se baseou na estabilização proporcionada pela ativação antecipatória dos músculos abdominais profundos, prévia à ativação de qualquer outro músculo e inespecífica quanto ao sentido da perturbação postural³. O atraso da ativação destes músculos foi considerado um déficit do controle motor automático em garantir a rigidez segmentar e foi apontado como uma das possíveis causas do desenvolvimento e recorrência da dor lombar^{3,4}.

Atualmente, porém, há uma tendência entre os estudos que contraria o pressuposto da estabilização proporcionada pela ativação bilateral antecipatória dos músculos abdominais profundos⁷⁻¹⁰. Segundo alguns 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 evidências sobre a efetividade do treinamento isolado dos músculos profundos do tronco em modificar o tempo dos ajustes postu-

rais antecipatórios, também levam à contestação da teoria da estabilização^{7,10,11}.

Verificou-se que a investigação bilateral do tempo de reação muscular do tronco foi pouco estudada em sujeitos com dor lombar recorrente^{5,12}. Ainda, há controvérsias quanto à ocorrência do atraso na ativação dos músculos profundos do tronco, em que alguns autores identificaram o atraso em sujeitos com dor lombar^{3,13}, enquanto outros não observaram diferenças entre esta população clínica e saudáveis^{7,14}. Nesse sentido, o objetivo do presente estudo foi comparar, em situação de desestabilização postural, o tempo de reação muscular do oblíquo interno (OI), reto abdominal (RA), multífido (MU) e iliocostal lombar (IL) entre sujeitos saudáveis e com dor lombar recorrente inespecífica. Ainda, teve-se como objetivo, comparar o tempo de reação muscular entre os lados do tronco, em sujeitos saudáveis e pessoas com dor lombar. A hipótese desse estudo foi de que o grupo com dor lombar apresentasse atraso na ativação dos músculos profundos do tronco em comparação aos saudáveis. Ainda, como apontado em estudos prévios^{7-9,14}, esperava-se que ambos os grupos apresentassem um padrão assimétrico na ativação muscular entre os lados e que no grupo com dor lombar, esta assimetria fosse maior em decorrência do possível atraso de um dos lados.

Materiais e métodos

Participantes

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Filosofia e Ciências da Unesp de Marília (processo número: 0948/2014) e todos os participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

Participaram deste estudo 38 indivíduos sedentários, divididos em: grupo controle (GC), formado por 19 participantes saudáveis, e grupo experimental (GE), formado por 19 participantes com dor lombar recorrente inespecífica. Em ambos os grupos, o número de mulheres (12) e

homens (7) foi o mesmo. As amostras foram homogêneas quanto às características antropométricas (Tabela 1). Todos os participantes foram recrutados de dentro de uma universidade e a partir de listas de espera de uma clínica escola da comunidade.

Tabela 1: Dados antropométricos [média (desvio padrão)]

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

IMC= Índice de Massa Corporal.

Fonte: Autoria própria.

O GE foi composto por participantes que relataram pelo menos dois episódios de dor lombar nos últimos três meses, além de estarem aptos à realização do teste. Foram incluídos no GC indivíduos que não apresentaram dor lombar nos últimos 12 meses.

Os voluntários não poderiam apresentar: dor lombar de causa específica; restrição para realizar a flexão completa de ombro do lado dominante; obesidade (índice de massa corporal ≥ 30 Kg.m⁻²); deformidades vertebrais que acarretassem perda de função; histórico de cirurgia lombar; doença neuromuscular ou articular; gestação atual ou parto que tenha ocorrido nos seis meses prévios à participação do estudo e presença de outra patologia dolorosa crônica.

Procedimentos

Inicialmente foram coletados os dados referentes às características do sintoma álgico do GE. 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 possível¹⁵. Posteriormente, para este mesmo grupo, foram aplicados os questionários de Incapacidade Rolland Morris¹⁵ e ao *Fear Avoidance Beliefs Questionnaire* (FABQ). Este último aborda os aspectos cognitivos e comportamentais na população com dor lombar, como o medo e o comportamento de “evitação” em relação à atividade física e o trabalho. Nestes questionários, quanto maior a pontuação, pior o resultado sobre os domínios analisados¹⁶. Em seguida, foram captados os sinais eletromiográficos de ambos os grupos durante o teste de perturbação postural.

Eletromiografia

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 pele¹⁷.

Foram utilizados eletrodos retangulares duplos de superfície (Ag/AgCl) e autoadesivos (3M do Brasil, Sumaré, BRA), com área de 1 cm² e distância inter-eletrodo de 2 cm, posicionados sobre os músculos: OI, 2 cm inferior e medial às espinhas ilíacas anterossuperiores⁵; MU, ao nível do processo espinhoso de L5, sobre a linha formada pela espinha ilíaca posterossuperior e o espaço intervertebral de L1 e L2¹⁷; fibras superiores do RA, 3 cm acima do umbigo e 2 cm laterais à linha média¹⁶; IL, a um dedo de largura medial e paralelo à linha formada pela espinha ilíaca posterossuperior e o ponto mais inferior da 12^a costela, ao nível do processo espinhoso de L2, e deltóide anterior (DA), a um dedo de largura distal e anterior ao acrômio¹⁷. Apesar do transversal do abdômen e OI apresentarem uma sobreposição de fibras¹⁸, o presente estudo considerou apenas a captação do sinal do OI, por ser um músculo mais superficial e, portanto, mais adequado para a eletromiografia de superfície.

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), programa-

do 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 foi 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.

Teste de perturbação postural

Realizou-se uma adaptação do teste de elevação do membro superior³, em que o membro elevado foi o dominante, ao invés da padronização pelo lado direito. Foram realizados 10 movimentos de flexão do ombro, a partir da posição vertical relaxada, até atingir o arco de 180°, com o cotovelo estendido^{3,5}. Os indivíduos foram orientados a realizar o movimento o mais rápido possível, priorizando a velocidade ao contrário da precisão. A velocidade não foi controlada por dispositivo externo para evitar uma possível restrição comportamental³. Os participantes foram familiarizados com a execução do teste. O movimento foi iniciado após o comando verbal do avaliador.

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 6 Hz, para criação do envoltório linear.

Para a detecção do tempo de reação (*onset*) muscular foi utilizado o método do limiar, considerando o início da ativação o momento em que houve uma alteração de dois desvios-padrão em relação à linha de base³. O intervalo de tempo considerado antecipatório foi de 100 ms antes até 50 ms após o início da ativação do DA³. No presente estudo, os valores negativos e positivos indicam que o *onset* ocorreu, respectivamente, antes e depois do início da ativação do DA.

Foram analisados o *onset* dos músculos OI e MU, bilateralmente, e do RA e IL lombar, unilaterais ao membro superior dominante.

Análise estatística

Utilizou-se o 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 $p < 0,05$. O tamanho do efeito foi calculado por meio do coeficiente de Cohen-d. Os valores 0,2, 0,5 e 0,8 classificam o tamanho do efeito como pequeno, moderado e grande, respectivamente¹⁹.

Resultados

Caracterização do GE

Os sujeitos do GE apresentam 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 pontuação da EVA no momento da avaliação foi de $2,23 \pm 2,86$ cm. O Questionário de Incapacidade Rolland Morris foi pontuado em $3,21 \pm 2,55$ pontos (13,3 % da 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 %).

Onset muscular

Na comparação dos valores de *onset* entre os grupos (Tabela 2), houve diferença significativa para o OI contralateral ($p = 0,016$; Cohen $d = 0,82$) ao membro superior elevado, em que o GE apresentou resposta mais rápida em relação ao GC.

Na comparação intragrupo dos valores de *onset* entre os lados contralateral e ipsilateral ao membro superior elevado (Tabela 2), houve diferença significativa apenas para o OI do GC ($p =$

0,043; Cohen $d = 0,68$), em que o lado ipsilateral foi ativado antes do contralateral.

Tabela 2: Comparação dos valores de onset (ms) obtidos durante o teste de perturbação postural [média (desvio padrão)]

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

OI= oblíquo interno; MU= multifido lombar; RA= reto abdominal; IL= iliocostal lombar; ip= ipsilateral; co= contralateral;

^Δ $p < 0,05$ na comparação intragrupo entre os lados contralateral e ipsilateral.

* $p < 0,05$ na comparação entre os grupos.

Fonte: Autoria própria.

Discussão

O objetivo deste estudo foi comparar o *onset* muscular do tronco entre pessoas saudáveis e indivíduos com dor lombar recorrente ao serem submetidos a uma perturbação postural. Ambos os grupos apresentaram os valores médios de *onset* dentro do intervalo antecipatório. Observou-se que os grupos adotaram diferentes estratégias de ativação muscular do tronco ao elevarem rapidamente o membro superior dominante, em que o GE apresentou resposta mais rápida do OI contralateral, quando comparado ao GC. Ainda, sujeitos com dor lombar apresentaram um padrão simétrico de ativação do OI, no qual os músculos abdominais foram ativados previamente aos extensores lombares. Já o GC apresentou um padrão assimétrico do tempo de ativação do OI, em que o OI ipsilateral e o contralateral foram, respectivamente, o primeiro e último músculo ativado nesta tarefa.

Quanto à comparação do *onset* muscular entre os grupos, os achados foram contrários à hipótese do presente estudo, uma vez que o GE não apresentou atraso na ativação muscular do

tronco e, de maneira oposta, apresentou uma resposta mais rápida do OI contralateral, quando comparado ao GC. Em relação à comparação da ativação muscular entre os lados do tronco, a hipótese foi parcialmente confirmada, pois o padrão muscular assimétrico foi observado no GC, entretanto, o GE não apresentou maior assimetria no padrão de recrutamento, pois o *onset* de ambos os lados se mostrou semelhante.

Os achados do presente estudo trazem informações contrárias à teoria da estabilização proposta por Hodges e Richardson³. Nos estudos pioneiros sobre a estabilização lombar proposta por estes autores^{3,4}, o sinal eletromiográfico foi captado unilateralmente, do lado esquerdo do tronco, durante a elevação do membro superior direito. A partir desses 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 cocontração dos músculos abdominais profundos antecederia o tempo de reação de qualquer outro músculo do tronco e não dependeria do sentido da desestabilização postural^{3,4}.

Entretanto, assim como encontrado em estudos prévios^{8,9,12,20}, a presente análise bilateral da ativação muscular do tronco permitiu identificar um padrão assimétrico do tempo de reação do OI em indivíduos saudáveis. É bem estabelecido na literatura que o transversos do abdômen e as fibras inferiores do OI estão entrelaçadas medialmente à espinha ilíaca anterossuperior e desempenham funções semelhantes¹⁸. Desta forma, observou-se que durante a tarefa aplicada, os músculos abdominais profundos também participam do controle da orientação postural por meio de um padrão diagonal de recrutamento muscular⁸. Propõe-se que a sequência de ativação muscular seja dependente do sentido das forças reativas, com o objetivo de neutralizá-las, e que tanto os músculos profundos como os superficiais do tronco desempenham esta função.

Em relação à sequência de ativação muscular do OI, estudos prévios^{7,9,14} identificaram

que a ativação do OI contralateral antecede à ativação do OI ipsilateral ao membro superior elevado e o presente estudo identificou um padrão de recrutamento inverso nos sujeitos saudáveis. Este fato pode ser justificado pela amplitude de flexão do ombro empregada. Nos estudos prévios, o mesmo teste foi realizado em menores amplitudes, que variaram de 90°⁷ a no mínimo 130°¹⁴ de flexão de ombro. No presente estudo, os participantes foram orientados a completar a amplitude de 180°. Possivelmente, a variação da amplitude de movimento do ombro poderia gerar diferentes respostas antecipatórias do tronco.

De modo contrário, indivíduos com dor lombar recorrente apresentaram respostas simétricas entre os lados do OI, visto que ativaram mais rapidamente o OI contralateral ao membro superior elevado, quando comparados ao GC. 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^{21,22}, podem justificar os achados aqui encontrados.

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 intervertebral e diminuir a sua amplitude de movimento^{13,15}. Mesmo com a remissão do sintoma álgico, esse aumento da ativação é mantido^{13,15,21}. Alguns autores^{23,24} propõem que a pré-ativação agonista-antagonista tem a função de favorecer a capacidade de reação muscular a um estímulo de desestabilização postural e minimizar o seu atraso eletromecânico.

Estudos anteriores^{7,14} identificaram padrão assimétrico na ativação do OI de sujeitos com dor lombar, porém ao executarem a flexão do ombro em menor amplitude, o que poderia necessitar de menores índices de cocontração para estabilizar o tronco.

Nesse sentido, o aumento da atividade muscular do tronco, presente nos participantes com dor lombar, poderia ser a causa da resposta muscular simétrica entre os lados do OI, como

das rápidas respostas de ativação dos músculos abdominais encontradas neste grupo. Lariviere et al.²⁵ apontam que o sintoma álgico leva à ocorrência de ajustes posturais mais rápidos, possivelmente resultado de uma estratégia preventiva quanto ao aumento da dor.

Isto poderia implicar, na prática clínica, na inadequação do teste de perturbação postural como instrumento de avaliação do tratamento da dor lombar baseado na cocontração dos músculos abdominais profundos²⁶. Este fato justificaria a ausência de modificações no tempo de reação muscular do tronco, após protocolos com exercícios de estabilização lombar^{7,10,27}. Ainda, segundo uma revisão de literatura, mudanças no tempo de reação do transversos do abdômen não tendem a estar associadas com as melhoras clínicas encontradas nestes pacientes¹¹. Os resultados da intervenção, baseados na cocontração dos músculos abdominais profundos, poderiam ser melhor avaliados por meio de testes funcionais que impliquem em aumento de torque muscular do tronco.

O trabalho aqui desenvolvido apresenta como limitação a ausência da análise bilateral dos músculos RA e IL, em consequência do número de canais do eletromiógrafo. Ainda, não foi considerada a lateralidade do sintoma álgico lombar, por motivo de tamanho amostral. Sugere-se que os próximos estudos investiguem o índice de cocontração durante o teste de perturbação postural e relacionem os achados com o tempo de ativação.

Conclusão

Diante da desestabilização postural, gerada pela rápida elevação do membro superior dominante, o sistema de controle neuromuscular íntegro produz respostas assimétricas entre os lados do OI, enquanto na presença de dor lombar recorrente, as respostas são simétricas, com rápida ativação dos músculos abdominais, seguido dos músculos extensores lombares.

Referências

1. Silfies SP, Ebaugh D, Pontillo M, Butowicz CM. Critical review of the impact of core stability on upper extremity athletic injury and performance. *Braz J Phys Ther.* 2015; 19(5):360-8.
2. Panjabi MM. The stabilizing System of the spine. Part I. Function, disfunction adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord.* 1992;5(4):383-89.
3. Hodges PW, Richardson CA. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. *Spine.* 1996;21(22):2640-50.
4. 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.
5. 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.
6. 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.
7. Knox MF, Chipchase LS, Schabrun SM, Marshall PWM. Improved compensatory postural adjustments of the deep abdominals following exercise in people with chronic low back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2017;37:117-24.
8. 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.
9. 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.
10. 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.
11. Wong AY, Parent EC, Funabashi M, Kawchuk GN. Do changes in transversus abdominis and lumbar multifidos 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.
12. 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.
13. Suehiro T, Ishida H, Kobara K, Osaka H, Watanabe S. Altered trunk muscle recruitment patterns during lifting in individuals in remission from recurrent low back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2018;39:128-33.
14. Mehta R, Cannella M, Henry SM, Smith S, Giszter S, Silfies SP. Trunk postural muscle timing is not compromised in low back pain patients clinically diagnosed with movement coordination impairments. *Motor Control.* 2017;21(2):133-57.
15. 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.
16. Morita AK, Marques NR, Navega MT. Neuromuscular control strategies of the trunk antagonist muscles during the Biering-Sorensen test in individuals with recurrent low back pain and healthy subjects. *Motriz.* 2016;22(4):266-71.
17. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Rau G, Disselhorst-Klug C, Stegeman DF, et al. Seniam.org [Internet]. Netherlands: Project Management Office [Citado 2013 Set 20]. Recommendations for sensor locations on individual muscles. Disponível em: <http://www.seniam.org>.
18. 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.
19. Rossi DM, Morcelli MH, Cardozo AC, Denadai BS, Gonçalves M, Navega MT. Rate of force development and muscle activation of trunk muscles in women with and without low back pain: a case-control study. *Phys Ther Sport.* 2017;26:41-8.
20. 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.
21. 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.



22. Freddolini M, Strike S, Lee RYW. Stiffness properties of the trunk in people with low back pain. *Hum Mov Sci.* 2014;36:70-9.
23. 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.
24. 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.
25. 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.
26. 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.
27. 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.