

---

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DESENVOLVIMENTO HUMANO E  
TECNOLOGIAS**

---

**ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DOS ESTABILIZADORES LOMBARES  
COM USO DE HASTE OSCILATÓRIA EM DIFERENTES BASES DE  
SUPORTE**

**CAROLINE NOGUEIRA DA SILVA**

**Fevereiro- 2018**



CAROLINE NOGUEIRA DA SILVA

ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DOS ESTABILIZADORES LOMBARES COM  
USO DE HASTE OSCILATÓRIA EM DIFERENTES BASES DE SUPORTE

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências do Campus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Desenvolvimento Humano e Tecnologias.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Tavella Navega

Coorientadora: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Cristiane Rodrigues Pedroni

Rio Claro

2018

796.022 Silva, Caroline Nogueira da  
S586a       Atividade eletromiográfica dos estabilizadores lombares  
com uso de haste oscilatória em diferentes bases de suporte /  
Caroline Nogueira da Silva. - Rio Claro, 2018  
63 f. : il., tabs., fots.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista,  
Instituto de Biociências de Rio Claro  
Orientador: Marcelo Tavella Navega  
Coorientadora: Cristiane Rodrigues Pedroni

1. Cinesiologia. 2. Dor lombar. 3. Vibração. 4. Dor  
crônica. 5. Eletromiografia. 6. Equilíbrio postural. I. Título.

**CERTIFICADO DE APROVAÇÃO**


**TÍTULO DA DISSERTAÇÃO:** ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DOS ESTABILIZADORES LOMBARES COM USO DE HASTE OSCILATÓRIA EM DIFERENTES BASES DE SUPORTE

**AUTORA:** CAROLINE NOGUEIRA DA SILVA

**ORIENTADOR:** MARCELO TAVELLA NAVEGA

**COORIENTADORA:** CRISTIANE RODRIGUES PEDRONI

Aprovada como parte das exigências para obtenção do Título de Mestra em DESENVOLVIMENTO HUMANO E TECNOLOGIAS, área: TECNOLOGIAS NAS DINÂMICAS CORPORAIS pela Comissão Examinadora:

  
Prof. Dra. CRISTIANE RODRIGUES PEDRONI  
Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional / UNESP - Faculdade de Filosofia e Ciências de Marília - SP

  
Prof. Dr. MARCOS SEIZO KISHI  
Faculdade de Educação Física e Fisioterapia - Departamento de Fisioterapia / Universidade Federal de Uberlândia - MG

  
Prof. Dr. PAULO ROBERTO ROCHA JUNIOR  
Departamento de Fisioterapia e Gerontologia / Faculdades Adamantinenses Integradas - FAI - Adamantina / SP

Rio Claro, 23 de fevereiro de 2018

## DEDICATÓRIA

"Aos meus pais que, desde novinha, me ensinaram a importância dos estudos, estão sempre ao meu lado e não medem esforços na busca e alcance dos meus sonhos".

## **AGRADECIMENTOS**

Primeiramente agradeço a Deus por ter uma família que sempre esteve ao meu lado na busca dos meus sonhos e objetivos.

Agradeço imensamente aos meus pais, Adriana e Marco, por sempre priorizarem os meus estudos e fazerem de tudo para me proporcionar a melhor educação; além de todo amor, carinho e apoio.

À minha irmã, Giovana, por todo amor, carinho e apoio na minha luta para alcançar meus objetivos.

A todos os professores que fizeram parte da minha trajetória escolar e acadêmica, em especial ao meu orientador, Prof. Dr. Marcelo Tavella Navega, pela oportunidade e confiança, à minha coorientadora, Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Cristiane Rodrigues Pedroni, à Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Ana Elisa Zuliani Stroppa Marques por toda a paciência, auxílio, companheirismo e ensinamentos passados desde as aulas da graduação e ao Prof. Dr. Afonso Antônio Machado por todo o conhecimento transmitido e pelas brilhantes aulas ministradas ao longo do curso da pós-graduação.

Aos meus amigos de Rio Claro que me acolheram desde o meu ingresso ao programa de pós-graduação, me apoiam na conquista desse sonho e que levarei para sempre comigo. Também aos meus amigos de graduação e pós-graduação que trilham conjuntamente na busca desse sonho.

À Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, UNESP, Campus Rio Claro e Marília, desde a direção e administração até os professores que, de alguma forma, contribuíram para que eu pudesse preparar e realizar a pesquisa.

*"A mente que se abre a uma nova ideia  
nunca mais volta ao seu tamanho original."*

(Albert Einstein)

## RESUMO

A dor lombar (DL) é uma das principais disfunções musculoesqueléticas tratadas no âmbito da reabilitação, sendo esta classificada de acordo com sua causa em específica e inespecífica. Indivíduos com dor lombar inespecífica apresentam alterações nas estruturas e funções de tronco em situações que exigem estabilidade corporal, dentre elas: ineficiência da ativação dos músculos locais e globais e co-contracção. Contudo, as respostas dessa ativação muscular e co-contracção desses estabilizadores frente a modificações da base de suporte e exercícios com oscilação ainda não são bem compreendidas. Sendo assim, a presente dissertação teve como objetivo verificar o comportamento e a co-contracção dos músculos estabilizadores do tronco em indivíduos com e sem dor lombar, em diferentes bases com e sem oscilação de haste vibratória. Foram estudadas 21 jovens sedentárias com idade de 18 a 28 anos divididas em dois grupos: grupo dor lombar (GDL, n=11) e grupo sem dor lombar (GSDL, n=10). Foi avaliada a atividade mioelétrica através de eletromiografia dos músculos: oblíquo interno (OI), multífido (MU), oblíquo externo(OE) e iliocostal lombar (IL) durante exercícios com haste oscilatória nas posturas apoio bipodal e tandem, com e sem oscilação da haste e ainda com o posicionamento dos membros superiores e sem oscilação. Os sinais eletromiográficos foram explorados por meio do software Matlab e normalizados pelo pico de ativação do envoltório linear de cada músculo. O teste estatístico utilizado foi ANOVA de medidas repetidas com post-hoc de Bonferroni, nível de confiança de 5%. A atividade elétrica muscular, no GDL e GSDL apresentou-se crescente frente as instabilidades posturais geradas pelos exercícios com e sem oscilação da haste e modificação de bases. E todos os músculos, com exceção do OI, apresentaram maior atividade no GSDL. Os índices de co-contracção para ambos os grupos analisados (GDL e GSDL) apresentaram aumento crescente em resposta a instabilidade e oscilação da haste. Porém, o GDL apresenta menor capacidade de manutenção e reorganização da estabilidade.

**Palavras-chave:** Dor Lombar; Vibração; Dor crônica; Eletromiografia; Equilíbrio postural.



## ABSTRACT

Low back pain (LBP) is one of the main skeletal muscle dysfunctions treated on the rehabilitation scope, and it's also classified according to its cause as "specific" and "nonspecific". Individuals with nonspecific LBP show alterations on the structures and functions of the trunk in situations that demand body stability, which among them are: inefficiency at the activation and cocontraction of the local and global muscles. However, the responses from these muscle activations and stabilizers cocontractions in face of support base modifications and exercises with oscillation are yet not well understood. Therefore, this paper has as its objective to verify the behaviour and the cocontraction of the trunk stabilizing muscles on individuals with and without low back pain, in different bases with and without the oscillation of the vibrating rod. 21 sedentary young women aging from 18 to 28 years old took part in this study, partitioned in two groups: pain group (PG, n=11) and no pain group (NPG, 10). The myoelectric activity was evaluated through electromyography of the following muscles: internal oblique (IO), multifidus (MU), external oblique (EO) and low back iliocostal (LBI) during exercises with oscillatory rod on the bipodal support and tandem stances, with and without oscillation of the rod and also with the positioning of upper limbs with and without oscillation. The electromyographic signals were explored through the Matlab software and normalized through the activation peak of the linear wrap of each muscle. The repetitive measures ANOVA with Bonferroni's post-hoc of 5% trust level was the statistical method utilized. The electrical muscular activity showed growth when facing the postural instabilities generated by the exercises with and without rod oscillation and base modifications on both groups. All muscles, except the IO, showed greater activity on the NPG. The rates of cocontraction for both groups showed growing rise in response to instability and rod oscillation. However, PG showed lesser maintenance capacity and stability reorganization.

**Key-words:** low back pain, vibration, chronic pain, electromyography, postural balance

## SUMÁRIO

<b>1. APRESENTAÇÃO.....</b>	<b>9</b>
<b>2. REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>10</b>
2.1 Coluna vertebral e estabilidade.....	10
2.2 Dor lombar.....	12
2.3 Vibração e estabilidade.....	14
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>16</b>
<b>3. ARTIGO 1: ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS ESTABILIZADORES LOMBARES EM MULHERES JOVENS COM LOMBALGIA.....</b>	<b>19</b>
<b>RESUMO.....</b>	<b>20</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>22</b>
<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>23</b>
<b>PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS.....</b>	<b>25</b>
<b>RESULTADOS.....</b>	<b>30</b>
<b>DISCUSSÃO.....</b>	<b>33</b>
<b>CONCLUSÃO.....</b>	<b>36</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>37</b>
<b>4. ARTIGO 2: INFLUÊNCIA DA BASE DE SUPORTE E DA HASTE OSCILATÓRIA NA COCONTRAÇÃO DOS MÚSCULOS ESTABILIZADORES DE TRONCO EM MULHERES COM DOR LOMBAR.....</b>	<b>40</b>
<b>RESUMO.....</b>	<b>41</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>42</b>
<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>43</b>
<b>PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS.....</b>	<b>45</b>
<b>RESULTADOS.....</b>	<b>50</b>
<b>DISCUSSÃO.....</b>	<b>52</b>
<b>CONCLUSÃO.....</b>	<b>55</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>56</b>
<b>5. APÊNDICE.....</b>	<b>59</b>

<b>Apêndice 1- Ficha de avaliação.....</b>	<b>59</b>
<b>6. ANEXO.....</b>	<b>61</b>
<b>Anexo A - Aceite do Comitê de Ética.....</b>	<b>61</b>

## 1. APRESENTAÇÃO

A presente dissertação de mestrado foi desenvolvida no Laboratório de Avaliação Musculoesquelética, localizado no Centro de Estudos da Educação e da Saúde (CEES) da Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, Câmpus de Marília, sob a orientação do Prof. Dr. Marcelo Tavella Navega e coorientação da Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup>. Cristiane Rodrigues Pedroni, em conjunto ao Grupo de Pesquisa “Investigações da atuação fisioterapêutica neuromuscular”.

Inicialmente a dissertação apresentará uma revisão de literatura com assuntos abordados ao longo dos artigos a fim de contextualizar os mesmos. Ambos os artigos serão submetidos em periódicos indexados e, como forma de facilitar a leitura, serão apresentados em português e com as tabelas ao longo do texto.

Os artigos serão submetidos em periódicos indexados, e como forma de facilitar a leitura, serão apresentados em português e com as tabelas ao longo do texto.

Seguem abaixo os artigos científicos que serão apresentados posteriormente:

**Artigo 1:** Atividade eletromiográfica dos músculos estabilizadores lombares em mulheres jovens com lombalgia.

**Artigo 2:** Influência da base de suporte e da haste oscilatória na co-contração dos músculos estabilizadores do tronco em mulheres com dor lombar.

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 Coluna vertebral e estabilidade

O sistema esquelético é dividido em dois sistemas: o apendicular, composto pelos ossos dos membros superiores, membros inferiores, cintura escapular e cintura pélvica; e axial composto pelos ossos do crânio, costelas, esterno e coluna vertebral. Tem como funções principais: proteção de órgão, transmitir forças para membros inferiores e superiores, sustentação e estabilidade (BERGMARK, 1989).

A coluna vertebral é constituída de um conjunto de vértebras subdivididas em segmentos, sendo: cervical, torácica, lombar, sacral e coccígeas nos quais realizam movimento nos três planos e são responsáveis pelo auxílio no suporte e distribuição de peso para ortostatismo, proteção à medula espinhal, movimento e estabilidade (BERGMARK, 1989)..

Frente às instabilidades geradas por perturbações cinéticas e cinemáticas é necessária a inter-relação de três sistemas: neural, passivo e ativo para que o corpo e, principalmente, a região lombar se mantenha estabilizada (PANJABI, 1992; LEE; GRANATA; MOORHOUSE, 2007).

O sistema neural, através da captação de sinais aferentes dos sistemas passivos e ativo, interpreta no sistema nervoso central e gera uma resposta por meio de sinais eferentes como ativação muscular e aumento de estabilidade (BERGMARK, 1989; PANJABI, 1992). O sistema passivo é composto pelas fâscias, ligamentos, vértebras, facetas articulares, disco intervertebral (PANJABI, 1992), cuja função é a transmissão de detecção de sinais do movimento e posicionamento ao sistema nervoso central. (PANJABI, 1992; ROSSI et al., 2014). Já o sistema ativo é composto por músculos anteriores e posteriores de tronco subdivididos, de acordo com suas funções, em local e global (BERGMARK, 1989). Dentre os músculos locais temos oblíquo interno, transverso do abdômen e multífido, cuja inserção é direta na coluna vertebral, apresentando papel fundamental na estabilização segmentar e manutenção postural. (PANJABI 1992; BERGMARK, 1989). O sistema global, composto pelos músculos oblíquo externo e iliocostal, apresentam suas inserções em pontos anatômicos localizados no tórax e pelve sendo responsáveis por uma maior resistência à forças de perturbação externa, geração de torque com um maior

braço de momento e maior amplitude de movimento (BERGMARK, 1989; PANJABI 1992; ROSSI et al., 2014).

## 2.2 Dor lombar

A Associação Internacional para o Estudo da Dor (International Association for the Study of Pain (IASP)) define a dor como: "Sensação e experiência emocional desagradável associada à lesão tecidual, real ou potencial, ou descrita em termos desta lesão", sendo esta classificada de acordo com sua duração em: aguda, quando o quadro algíco dura de sete dias a quatro semanas; subaguda, de quatro a doze semanas e dor lombar crônica quando o quadro algíco é superior a doze semanas (BRATTON, 1999).

A dor lombar (DL) é considerada pela Organização Mundial da Saúde como a de maior incidência entre disfunções musculoesqueléticas relacionadas à dor, considerando, ainda, que aproximadamente 80% da população mundial apresentará algum episódio de lombalgia durante algum determinado período de tempo. (STRINE, HOOTMAN, 2007; FREGBURGER et al., 2009; MARRAS, 2012).

A dor lombar apresenta causa multifatorial, podendo estar atrelada a fatores ocupacionais, mecânicos, químicos e déficit de ativação muscular. Esta leva a incapacidade funcional, bem como mudanças na execução e hábitos das atividades de vida diária, gera comprometimentos no equilíbrio emocional e comportamental, diminuindo com isso a qualidade de vida desses indivíduos (SRIBASTAV, 2017).

Dentre os fatores psicológicos e comportamentais que afetam diretamente a qualidade de vida desses indivíduos destacam-se a depressão e a insônia. A dor faz com que haja distúrbios no sono contribuindo para a diminuição do rendimento durante o trabalho (SEZQIN, 2015; SRIBASTAV, 2017). Além disso, o medo de que efetuar determinadas tarefas possa piorar os sintomas é comum nesses indivíduos, o que faz com que se afastem e modifiquem suas atividades de vida diárias (AVDs) aumentando, com isso, as chances de depressão devido ao sentimento de incapacidade e mudança habitual.

A dor mecânica é causada por estímulos externos e pode vir a aparecer antes da deformação tecidual devido ao estímulo nociceptivo, podendo ocorrer em atividades que exijam uma amplitude de movimento superior ao fisiológico, manutenção postural inadequada por um longo período de tempo ou por um estresse abrupto ao tecido. Pode ocorrer ainda dor química, causada por um processo inflamatório ou trauma local (PEREIRA et al., 2010; LIZIER ET AL., 2012)

A dor lombar crônica também está atrelada ao desequilíbrio entre sistemas ativo, passivo e neural na ativação muscular, fazendo com que haja fraqueza muscular, atraso de ativação muscular e diminuição da resistência muscular. Afetando, com isso, a estabilidade e funcionalidade do tronco. (HODGES, 2001; TETTAMANTI; GIORDANO; GATTI, 2013).

Sendo assim, a funcionalidade reduzida causada pela dor associada ao medo de executar tarefas e senti-la leva ao afastamento de atividades e tarefas funcionais, com conseqüente aumento de inatividade e prolongamento do tempo de retorno a a execução das mesmas; fazendo com que tarefas simples como caminhar, agachar ou carregar pesos leves se tornem cada vez mais difíceis de serem executadas (IVANOVA et al., 2011; SALVETTI et al., 2012)



### 2.3 Vibração e estabilidade

O movimento oscilatório é formado por ondas mecânicas de intensidades, magnitudes e frequências diferentes (CARDINALE, BOSCO 2003; HALLAL et al., 2010). As primeiras aplicações da vibração para fins terapêuticos teve início na década de 80, onde era utilizada como terapia preventiva à perda de massa muscular e óssea em astronautas durante a permanência no espaço e na ausência de gravidade. (PARDO et al., 2007)

A literatura pregressa vem utilizando as vibrações com amplitudes e frequências mais baixas na reabilitação musculoesquelética a fim de melhorar a força, recrutamento muscular, potência e estabilidade. (DAVID et.al, 2008; ROGAN et.al, 2011). Dentre os recursos que geram vibração de baixas frequências temos a plataforma vibratória, cuja frequência varia de 20 a 50Hz, e a haste oscilatória, instrumento de haste flexível que gera, através de movimentos de membros superiores, uma frequência em torno de 3 a 5Hz no corpo como um todo (ANDERS et al.,2007; MORESIDE et al., 2007).

No sistema musculoesquelético a vibração rápida e rítmica gerada pelas ondas mecânicas da haste oscilatória faz com que haja aumento na ativação muscular excêntrica e concêntrica além de um aumento da cocontração agonista/antagonista. (ANDERS et al.,2007; MORESIDE et al., 2007). Esse aumento da ativação muscular pode ser explicado através do reflexo tônico no qual o estímulo gerado pela vibração excita os fusos situados nas fibras musculares e nas fibras aferentes tipo Ia, fazendo com que haja grandes estímulos no moto neurônio alfa (JORDAN et.al, 2005; SHINOHARA, 2005), mecanismo fundamental na manutenção da estabilidade corporal.

Estabilidade de tronco é uma resposta fisiológica que sucede as posições estáticas e dinâmicas realizadas pela coluna vertebral e têm como finalidade suprir as cargas emergentes da coluna para reprimir lesões fisiológicas e dores musculares (REEVES; NARENDRA; CHOLEWICKI, 2007). Para que essa estabilidade ocorra de maneira adequada é necessária à inter-relação entre o sistema neural, ativo e passivo (PANJABI, 1992). Indivíduos com lombalgia inespecífica apresentam atraso na ativação muscular antecipatória frente a estímulos externos que geram instabilidade postural; estímulos estes encontrados a todo o momento durante as atividades de vida diária, tais como: elevação de

membros superiores, subir e descer degraus, mudanças de solos; além disso, apresentam déficit da contração e cocontração dos músculos estabilizadores locais e globais de tronco, afetando negativamente a estabilidade corporal (HERBERT; HEISS; BASSO, 2008; HILDES et al, 2008).

Sendo assim, é de extrema importância a prática de exercícios que visem o aumento do recrutamento muscular local e global, a fim de fortalecer e manter a estabilidade de tronco; sendo a haste oscilatória um instrumento acessível, podendo servir como instrumento para treinamento da musculatura estabilizadora, proporcionando, com isso, melhora no desempenho em atividades funcionais e na qualidade de vida (MARQUES; HALLAL; GONÇALVES, 2010; ANDERS; WENZEL; SCHOLLE, 2007).

## REFERÊNCIAS

ALMEIDA, I.C.G.B.; SÁ, K.N.; SILVA, M.; BAPTISTA, A.; MATOS, M.A.; LESSA, L. Prevalência de dor lombar crônica na população da cidade de Salvador. **Revista Brasileira de Ortopedia**. v.43, n.3, p. 96-102, 2008.

ANDERS, C; WENZEL, B; SCHOLLE, H. C. Cyclic upper body perturbations caused by a flexive pole: influence of oscillation frequency and direction on trunk muscle coordination. **Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation**, v. 20, p. 167-175, 2007.

BARELA, J.A. Estratégias de controle em movimentos complexos: ciclo percepção-ação no controle postural. **Revista Paulista de Educação Física**.v 3, p. 79-88, 2000

BERGMARK, A. Stability of the lumbar spine: a study in mechanical engineering. **Acta Orthopaedica**, v. 60, n. 230, 1989.

BRATTON, R.L. Assessment and Management of Acute Low Back Pain. **American Family Physician**. v.60, n.8, p: 2299-2306; 1999.

CARDINALE, M; BOSCO, C. The use of vibration as an exercise intervention. **Exercise and Sport Science Reviews**, v. 31, p. 3-7, 2003.

CARDINALE, M; LIM, J. Electromyography activity of vastus lateralis muscle during whole body vibrations of different frequencies. **European Journal of Applied Physiology**, v. 17, p. 621- 624, 2003.

FREBURGER, J.K.; HOLMES, G.M.; AGANS, R.P.; JACKMAN, A.M.; DARTER, J.D.; WALLACE A.S.; CASTEL, L.D.; KALSBECK, W.D.; CAREY, T.S. The rising prevalence of chronic low back pain. **Arch Intern Med**.169: p.251–258, 2009.

HERBERT, W. J.; HEISS, D. G.; BASSO, D. M. Influence of feedback schedule in motor performance and learning of a lumbar multifidus muscle task using rehabilitative ultrasound imaging: a randomized clinical trial. **Phys Ther**.88: p.261-9, 2008.

HODGES, P.W. Changes in motor planning of feed forward postural responses of the trunk muscles in low back pain. **Exp Brain Res**.v.141,n.2,p.261–266,2001.

IVANOVA, J.I.; BIRNBAUM, H.G.; SCHILLER, M.; KANTOR, E.; JOHNSTONE, B.M.; SWINDLE, R.W. Real-world practice patterns, health-care utilization, and costs in patients with low back pain: the long road to guideline-concordant care. **The spine journal**. v. 11, n. 7, p. 622–32, 2011.

JORDAN, M. J; STHEPHEN, R. N; DAVID, J. S;HERZOG, W. Vibration training: an overview of the area, training consequences, and future considerations. **Journal of Strength and Conditional Research**. v. 19, p. 459-466, 2005.

LEE, P. J.; GRANATA, K. P.; MOORHOUSE, K. M. Active trunk stiffness during voluntary isometric flexion and extension exertions. **Human factors**, v. 49, n. 1, p. 100–9, 2007.

LIZIER, D.T.; PEREZ, M.V.; SAKATA, R.K. Exercises for Nonspecific Low Back Pain Treatment. **Rev Bras Anesthesiol**. 62: 6: 838-846, 2012.

MORESIDE, I. M; GARCIA, F. V; MACGLIL, S. M. Trunk muscle activation patterns, lumbar compressive forces, and spine stability when using the Bodyblade. **Physical Therapy**, v. 87, p.153-164, 2007.

MARRAS, W.S. The complex spine: The multidimensional system of causal pathways for low-back. **HumanFactors**, v. 20, n. 10, p. 1-9, 2012.

MARQUES, R.M.; HALLAL, C.Z.; GOLÇALVES, M. Padrão de co-ativação dos músculos do tronco durante exercícios com haste oscilatória. **Motriz**, v.18 n.2, p.245-252, 2012.

PANJABI, M. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. **Journalof SpinalDisorders**. v.5, n.4, p. 383-9, 1992

PARDO, E.M.;PÁEZ, L.C.; RAMÓN, P.E.A.; GÓMEZ, A.B.; SOLER, C.N. Efectos agudos de las vibraciones mecánicas sobre el salto vertical. **Ed Fís y Depor**. 87: 81-5, 2007

PEREIRA, N.T.; FERREIRA, L.A.B.; PEREIRA, W.M. Effectiveness of segmental stabilization exercises on mechanical-postural chronic low back pain. **Fisioter Mov**.v. 23 n.4,605-14, 2010.

ROGAN, S.; HILFIKER, R.; HERREN, K.; RADLINGER, L.; DE BRUIN, E. D. Effects of whole-body vibration on postural control in elderly: a systematic review and metaanalysis. **BMC Geriatr**. v. 3;11, n. 72, p. 1-18, 2011.

REEVES, NP; NARENDRA, KP; CHOLEWICKI, J. Spine stability: The six blind men and the elephant. **Clinical Biomechanics** v.22,p. 266–274, 2007.

ROSSI, D. M. et al. Antagonist coactivation of trunk stabilizer muscles during Pilates exercises. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**. v. 18, n. 1, p. 34–41, 2014.

TETTAMANTI, A.; GIORDANO, M.; GATTI, R. Effects of coupled upper limbs on postural stabilization. **Journal of Electromyography and kinesiology**. v.23,p.1222–1228, 2013.

DAVID, M; BAZETT, J; HOLMES, W; DUGAN, E.L. Comparing the effects of various whole body vibration accelerations on counter movement jump performance. **Journal of Sports Science and Medicine**. v. 7, p. 144-150, 2008.

SALVETTI, M.G.; PIMENTA,C.A.M.; BRAGA,P.E.; CORRÊA, C.F. Incapacidade relacionada à dor lombar crônica: prevalência e fatores associados. **Revista da Escola de Enfermagem da USP**. v.46, p. 17-23, 2012.

SEZGIN, M.; HASANEFENDIOGLU, E.Z.; ALI SUNGUR, M., INCEL, N.A.; CIMEN O, KANIK, A., SHIN, G. Sleep quality in patients with chronic low back pain: a cross-sectional study assesing its relations with pain, functional status and quality of life. **Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation**. v.28 n.3, p.433–441, 2015.

SHINOHARA, M. Effects of prolonged vibration on motor unit activity and motor performance. **Medicine & Science in Sports & Exercise**. v. 37, p. 2120- 2125, 2005.

SRIBASTAV, S.S.; PEIHENG, H.; JUN, L.; et al. Interplay among pain intensity, sleep disturbance and emotion in patients with non-specific low back pain. López López D, ed. PeerJ. 5:e3282, 2017

STRINE, T.W.; HOOTMAN, J.M. US national prevalence and correlates of low back and neck pain among adults. **Arthritis Rheum**.57:p.656–665, 2007.

**Artigo 1: ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS  
ESTABILIZADORES LOMBARES EM MULHERES JOVENS COM LOMBALGIA.**

NOGUEIRA, C.S.<sup>1</sup>; STROPPIA-Marques, A.E.Z.<sup>2</sup>; PEDRONI, C.R.<sup>2</sup>; NAVEGA, M.T.<sup>2,3</sup>.

<sup>1</sup> Discente do Programa de Pós-Graduação em Desenvolvimento Humano e Tecnologias, Instituto de Biociências, UNESP/ Rio Claro.

<sup>2</sup> Docente do Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Faculdade de Filosofia e Ciências, UNESP/ Marília.

<sup>3</sup> Docente do Programa de Pós-Graduação em Desenvolvimento Humano e Tecnologias, Instituto de Biociências, UNESP/ Rio Claro.

**Endereço para correspondência:**

Prof. Dr. Marcelo Tavella Navega.

Av. Higynomuzzi Filho, 737.

Bairro: Campus Universitário.

17.525-900 – Marília, SP

e-mail: navega@marilia.unesp.br

Revista pretendida: Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation

## RESUMO

**Introdução:** existe alta incidência da dor lombar (DL) na população mundial consequente de alterações na ativação dos músculos que estabilizam a coluna, gerando, com isso, déficits na estabilidade e incapacidade física. Os tratamentos e causas para minimizar os efeitos da DL estão em incansável busca, assim, tanto as alterações da base de suporte quanto a oscilação com a haste podem trazer informações importantes para o comportamento muscular dessa população. A ativação da musculatura estabilizadora diante de modificações da base de suporte e exercícios com oscilação ainda não são bem compreendidos. **Objetivo:** verificar o comportamento dos músculos estabilizadores do tronco em indivíduos com e sem dor lombar em diferentes bases com e sem oscilação de haste vibratória. **Métodos:** participaram do estudo 21 jovens sedentárias com idade de 18 a 28 anos, sendo que 11 apresentavam dor lombar inespecífica (Grupo dor lombar- GDL) e 10 não apresentavam dor (Grupo sem dor lombar- GSDL ). Foi avaliada a atividade eletromiográfica dos estabilizadores de tronco (oblíquo interno - OI, multifido - MU, oblíquo externo - OE e iliocostal lombar - IL) nas posturas apoio bipodal e tandem com e sem oscilação da haste e ainda com o posicionamento dos membros superiores e sem oscilação. Os sinais eletromiográficos foram explorados por meio do software Matlab e normalizados pelo pico de ativação do envoltório linear de cada músculo. O teste estatístico utilizado foi ANOVA de medidas repetidas com post-hoc de Bonferroni, nível de confiança de 5%. **Resultados:** observou-se um aumento progressivo de ativação muscular em ambos os grupos e todos os músculos quando as voluntárias foram expostas às variações de base de suporte e funções dos membros superiores com a haste e oscilação. Quando observados os valores de cada músculo nos diferentes grupos foi possível observar que nas posturas sem oscilação existe uma ativação significativamente maior dos músculos globais (OE e IL) no GSD quando comparado ao GDL. Já nas bases com presença de oscilação, existe uma maior atividade significativa do OI no GDL em relação ao GSDL. **Conclusão:** diante dos resultados obtidos no estudo podemos concluir que, em mulheres com e sem lombalgia, a atividade elétrica dos músculos locais e globais é crescente frente às instabilidades posturais causadas pela modificação de bases e

oscilação da haste. Com exceção do oblíquo interno, os músculos apresentaram maior atividade no grupo de mulheres sem lombalgia.

**Palavras-chave:** Dor Lombar; Vibração; Dor crônica; Eletromiografia.



## ABSTRACT

**Introduction:** there is a high incidence of low back pain (LBP) on the global population, as consequence of alterations of the activation of the muscles that stabilize the spine, causing deficit to the stability and physical incapacity. Treatments and ways to minimize the effects of LBP are being tirelessly searched, thus both the alterations of the support base and the oscillation of the rod can bring important information about the muscle behavior of this population. The activation of the stabilizing musculature with modifications of the support base and oscillation exercises are yet not well understood. **Objective:** verify the behavior of the stabilizing trunk muscles on individuals with and without LBP, on different bases with and without oscillation of the vibrating rod. **Methods:** 21 female sedentary young adults from 18 to 28 years old took part in this study, whilst 11 presented nonspecific low back pain (LBPG-low back pain group), 10 did not present any pain (NLBPG-no low back pain group). The electromyographic activity of the stabilizers was evaluated (internal oblique-IO, multifidos-MU, external oblique-EO and iliocostal low back-ILB) on the bipodal and tandem support stances, with and without the rod oscillation and also with the positioning of the upper limbs with and without oscillation. The electromyographic signs were explored through the Matlab software and normalized by the activation peak of the linear wrap of each muscle. The statistical test utilized was the ANOVA by repetitive measures with Bonferroni's post-hoc, 5% trust level. **Results:** a progressive rise was observed on the muscular activation of both groups and all muscles as the volunteers were exposed to support base and upper limbs function variations, with the rod and oscillation. However when each muscle value was observed on both groups, it was possible to notice an activation meaningfully greater of the global muscles (EO and ILB) on NLBPG when compared to LBPG, while on the support bases with oscillation, there is a greater activity of the IO on LBPG when to NLBPG. **Conclusion:** through the results obtained on the study, we can conclude that the electric activity of the local and global muscles go on a rise in sight of stances instabilities caused by modifications of the base and oscillations of the rod on women either with or without low back pain. With the exception of internal oblique, muscles present greater activity on group of women with low back pain.

**Key-words:** low back pain; vibration; chronic pain; electromyography.

## INTRODUÇÃO

A lombalgia é uma disfunção musculoesquelética que apresenta alta incidência (60% - 85%) entre as patologias associadas a dor, sendo uma das maiores causas de afastamento do trabalho e procura por atendimento médico. É definida como uma dor situada acima da prega glútea e inferior à margem costal que pode apresentar irradiação aos membros inferiores. (LIZIER; PEREZ; SAKATA, 2012) sendo subdividida em específica e inespecífica (RACHED et al., 2013).

A lombalgia inespecífica representa 90% dos casos, acomete todas as faixas etárias (KRISMER; VAN TULDER, 2007) e a redução na estabilidade de tronco é uma causa possível. (VAN DIEEN; CHOLEWICKI; RADEBOLD, 2003). Essa estabilidade da coluna lombar sofre influência direta do sistema ativo, composto pelos músculos oblíquo interno e multífido (classificados como locais) e oblíquo externo e iliocostal (classificados como globais) Essa classificação é feita a partir de características funcionais e anatômicas (BERMAK et al., 1989; O'SULLIVAN et al., 2002; OLIVEIRA & GONÇALVES, 2009; GONÇALVES et al., 2011).

A estabilidade decorrente do controle postural adequado de tronco faz com que haja uma limitação de balanço postural na busca de realinhamento da coluna frente as perturbações externas e gravitacionais; estes, influenciados de forma direta por movimentos de tornozelo e membros inferiores que, frente à perturbações, geram modificação do centro de massa pela modificação da base de suporte (HODGES et al., 2002; OULLIER et al., 2002; CREATH et al., 2005), que podem interferir na atividade mioelétrica do músculos estabilizadores e gerar dor (HERBERT; HEISS; BASSO, 2008; HILDES et al, 2008).

Os indivíduos com lombalgia, além do atraso na atividade muscular antecipatória (HODGES, 2001), apresentam um déficit na detecção de instabilidades e perturbações externas com conseqüente alteração no controle neuromuscular dos músculos profundos do tronco (SHARON et al 2006), gerando, com isso, déficit no equilíbrio postural, aumentando o risco e níveis de lesões. (TETTAMANTI; GIORDANO; GATTI, 2013).

Uma revisão sistemática realizada por Mazaheri et al (2013) mostrou que alguns estudos experimentais com instabilidades de solo geraram um déficit sensorio motor em indivíduos com lombalgia, acarretando, com isso, em uma

diminuição de controle postural com aumento de oscilação postural ou ausência de alterações.

Os tratamentos que utilizam exercícios que promovam a ativação da musculatura estabilizadora lombar são cruciais para prevenção e sucesso terapêutico em indivíduos com lombalgia inespecífica. (GONÇALVES, 2011).

A haste oscilatória é um recurso de baixo custo que, por meio da vibração, promove contrações excêntricas e concêntricas no corpo todo através da movimentação rítmica dos membros superiores (HALLAL; MARQUES; GONÇALVES, 2010)

Considerando que na lombalgia inespecífica há déficits no recrutamento muscular e estabilização de tronco cujas implicações são grandes limitações funcionais, afastamento de atividades de vida diária e diminuição da qualidade de vida e que exercícios de estabilização geram respostas positivas no tratamento da lombalgia inespecífica os exercícios com haste podem servir no auxílio da automação da cocontração dos músculos do tronco (ANDERS; WENZEL; SCHOLLE, 2007).

Tendo em vista que ainda há resultados inconclusivos sobre o comportamento muscular frente às instabilidades posturais geradas por modificações de membros inferiores, além de uma escassez de trabalhos que comparem indivíduos com e sem lombalgia frente à oscilações geradas por haste oscilatória e posicionamento de membros inferiores, mostram-se necessário estudos que avaliem se há a ativação muscular em indivíduos com ou sem lombalgia inespecífica ou se há um padrão de ativação referente aos grupos de jovens sedentários, podendo, assim, delinear meios para auxiliar na reabilitação.

Sendo assim, o objetivo do estudo foi verificar o comportamento dos músculos estabilizadores do tronco em indivíduos com e sem dor lombar, em diferentes bases com e sem oscilação de haste vibratória.

## **PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS**

O presente artigo consistiu em um estudo transversal, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Filosofia e Ciências (Protocolo de nº 1071/2014), realizado no Centro de Estudos da Educação e da Saúde (CEES), na Universidade Estadual Paulista. Todas as voluntárias foram esclarecidas a respeito da pesquisa e seus procedimentos e todas assinaram o Termo de Consentimento Livre Esclarecido.

### **Voluntários**

Participaram do estudo 21 jovens do sexo feminino, universitárias, destros, com idade entre 18 e 28 anos, sendo que 11 apresentavam dor lombar inespecífica (GDL - grupo dor lombar) e 10 não apresentavam dor (GSDL - grupo sem dor lombar).

Para o GDL os critérios de elegibilidade foram: não realizarem atividade física, apresentar dor lombar idiopática por mais de seis meses e sem irradiação (ALMEIDA et al. 2008) e dor cotidiana maior que 4 avaliada pela Escala Visual Numérica (EVN) (PEREIRA, SOUZA, 1998). Para o GSDL os critérios de elegibilidade foram: não realizarem atividade física e não apresentarem relatos de lombalgia prévia. Os critérios de inelegibilidade para ambos os grupos foram a partir de relatos prévios relacionados a ausência de compressão nervosa (RAMÍREZ e LEMUS, 2010), espondilite anquilosante, artrite reumatóide, presença de tumores na coluna vertebral, fratura vertebral, síndrome da cauda equina (FERREIRA e NAVEGA, 2010), não apresentarem lesões ortopédicas há menos de seis meses, problemas neurológicos, doenças cardiovasculares, cirurgia anterior da coluna vertebral ou no abdômen (ROSSI, et al. 2014) ou incapacidade de realizar o teste.

Foi realizado o cálculo amostral, por meio do software G\*Power, a partir de estudo piloto com três voluntárias em cada grupo, utilizando a ativação eletromiográfica do músculo Oblíquo Interno na postura em tandem com oscilação. Foi selecionado este músculo para a realização do cálculo amostral pois ele tem como função principal a estabilização da coluna lombar e esta postura, por ser a postura de maior instabilidade, poderia gerar maior necessidade para o recrutamento desse músculo. O poder utilizado para a realização do cálculo

amostral foi de 95%, probabilidade de erro  $\alpha$  de 0,05, tamanho do efeito de 2,231, estimando a necessidade de sete voluntárias em cada grupo.

### **Procedimentos de avaliação**

As voluntárias realizaram uma avaliação clínica para obtenção de dados pessoais, medidas de estatura e massa corporal. Além disso, realizou-se teste de dominância de membros inferiores e foi avaliado o nível de dor lombar.

O teste de dominância realizado consistia na execução de três testes, repetidos três vezes, sendo eles: subir e descer um degrau, chutar bola e teste de deslocamento anterior posterior, onde o membro mais utilizado durante os testes foi considerado dominante (SADEGHI et.al, 2000).

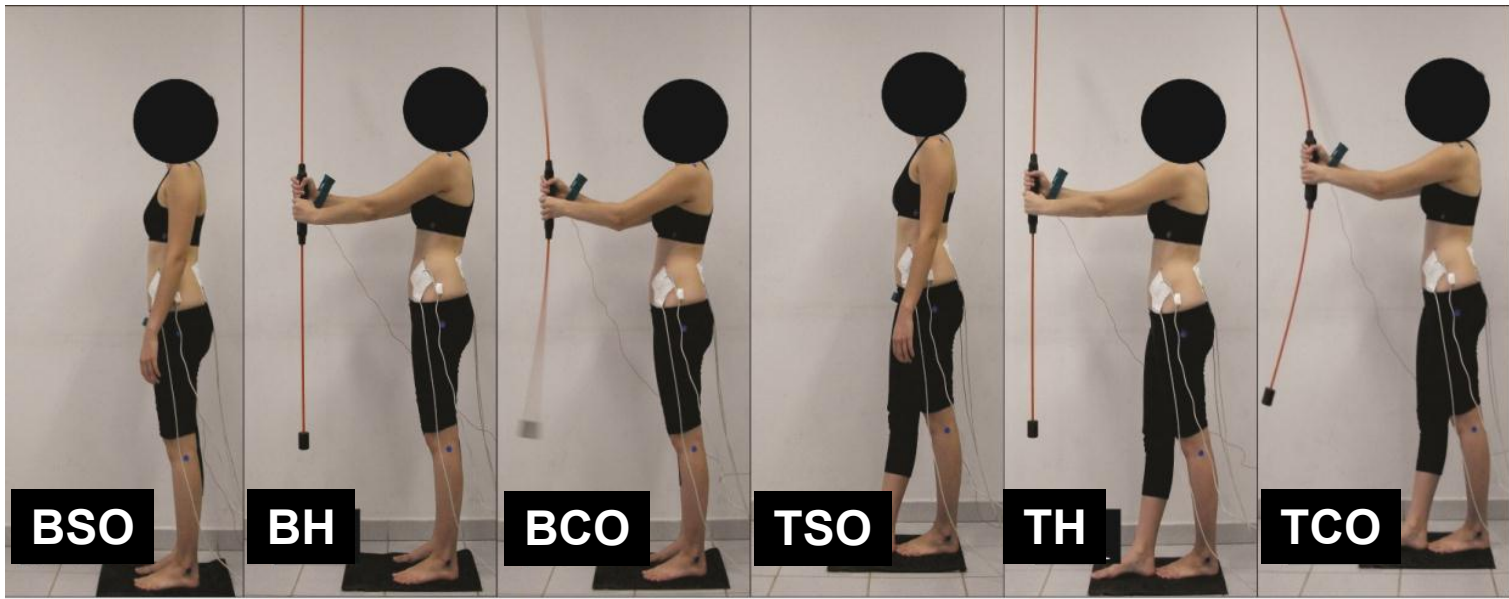
O Nível de dor na região lombar foi avaliado através da Escala Visual Numérico (EVN), que consiste em uma linha horizontal graduada de zero a dez, sendo que zero significa ausência de dor e dez significa dor máxima, sendo considerada de fácil aplicabilidade e confiável (PEREIRA, SOUSA, 1998).

### **Posturas**

Foram realizados exercícios em diferentes posturas em ortostatismo com a haste oscilatória (Flexibar<sup>®</sup>), segurando a haste com ambas as mãos e na posição vertical com flexão bilateral de ombro em 90°, realizou-se a movimentação da haste no plano sagital. Além disso, os membros inferiores foram posicionados em apoio bipodal (com os pés alinhados próximos ao quadril) e tandem em três condições diferentes: sem a haste oscilatória, com posicionamento do membro superior a aproximadamente 90° de flexão de ombro e com a vibração. Para as posturas em tandem, foi posicionado posteriormente a linha mediana o membro contralateral ao dominante para a execução dos exercícios.

Sendo assim, a avaliação foi realizada em seis momentos diferentes (**Figura 1**): apoio bipodal sem oscilação (BSO); apoio bipodal com posicionamento da haste (BH); apoio bipodal com oscilação (BCO); tandem sem oscilação (TSO); tandem com posicionamento da haste (TDH) e tandem com oscilação da haste (TCO).

**Figura 1.** Posicionamento dos exercícios.



**Legenda:** apoio bipodal sem oscilação (BSO); apoio bipodal com posicionamento da haste (BH), apoio bipodal com oscilação (BCO); tandem sem oscilação (TSO); tandem com posicionamento da haste (TDH) e tandem com oscilação da haste (TCO).

Para cada postura foi realizada a coleta eletromiográfica por 10 segundos, com um período de repouso de 60 segundos após cada exercício (MARQUES, HALLAL, GONÇALVES, 2012), repetidas por duas vezes. Durante a execução dos exercícios não foi utilizado nenhum ponto fixo para auxílio do equilíbrio.

O ritmo de movimentação da haste e do membro superior foi controlado por um metrônomo ajustado em 5 Hz (300 bpm), como sugerido por Moreside, Vera-Garcia e McGill(2007), pois foi considerada a frequência de movimentação mais próxima da frequência natural da haste.

### **Eletromiografia (EMG)**

Concomitantemente aos exercícios, foi realizada a avaliação eletromiográfica através da captação dos sinais eletromiográficos utilizando-se um módulo de aquisição de sinais biológicos Modelo Myosystem Br1\_P84 (Data Hominis®, Brasil) de oito canais, software para coleta com visualização em tempo real, processamento

e armazenamento de dados, calibrado com frequência de amostragem de 4000 Hz, ganho total de 2000 vezes (20 vezes no sensor e 100 vezes no equipamento), IRMC de 130 dB, filtro passa alta de 20 Hz, filtro passa baixa de 500 Hz.

Foram utilizados eletrodos de superfície de Ag/AgCl (Data Hominis<sup>®</sup>), em configuração bipolar, com área de captação formado por duas barras paralelas retangulares de 10x1mm e distância de 10 mm, posicionados no lado contralateral ao lado dominante. Previamente à colocação dos eletrodos foi realizada a tricotomia, limpeza da pele com álcool e abrasão com gaze, como forma de evitar possíveis interferências no sinal eletromiográfico (HERMENS et al. 2000). Os eletrodos de superfície foram posicionados nos músculos: OI (2 cm medial e inferiormente a espinha ilíaca ântero-posterior) (MARQUES, HALLAL, GONÇALVES, 2012; MARSHALL, MURPHY, 2003), MU (foi colocado na linha que liga a espinha ilíaca póstero superior e o espaço entre L1 e L2 no nível de L5) (HERMENS et al., 2000), OE (metade da distância entre a espinha ilíaca ântero-superior e a região inferior da caixa torácica) (MARUCCI et al., 2007) e IL (colocado um dedo medial da linha que liga a espinha ilíaca póstero-superior e o ponto mais baixo da última costela ao nível de L2) (HERMENS et al., 2000). O eletrodo referência foi posicionado sobre o processo estilóide da ulna (OLIVEIRA et al. 2012).

### **Análise eletromiográfica**

A análise EMG foi realizada no domínio do tempo durante as diferentes posturas e foram desenvolvidas rotinas específicas em ambiente Matlab<sup>®</sup>. O sinal EMG foi filtrado com o filtro Butterworth de 4<sup>o</sup> ordem passa alta com frequência de corte de 20Hz e passa baixa com frequência de corte de 500 Hz, retificação do sinal por onda inteira e filtro passa baixa de 6 Hz para formar o envelope linear. Para a normalização dos dados, utilizou-se pico de ativação do envoltório linear de cada respectivo músculo.

### **Análise estatística**

Através de software SPSS versão 24.0 para Windows foi realizada a análise estatística, as variáveis estão descritas pela média e intervalo de confiança de 95%

(IC95%). A distribuição de normalidade foi analisada pelo teste de Shapiro-Wilk. Para analisar o efeito de grupo, postura e músculo foram realizados uma Anova de medidas repetidas. O teste de Mauchly's foi utilizado para testar a hipótese de esfericidade e, quando esta foi violada, as análises foram baseadas no teste de Greenhouse-Geisser. As comparações par-a-par foram realizadas pelo teste Post-Hoc de Bonferroni. O nível de confiança adotado foi de 5% ( $p \leq 0,05$ ).



## RESULTADOS

A **tabela 1** apresenta a caracterização dos grupos GDL e GSDL. Os grupos apresentaram diferença significativa para as variáveis: Massa Corpórea ( $p=0,024$ ), IMC ( $p=0,012$ ), EVN dia do teste ( $p=0,008$ ) e EVN dia a dia ( $p<0,001$ ). Já as variáveis idade ( $p=0,914$ ) e estatura ( $p=0,697$ ), mostraram-se homogêneas, não apresentando diferença significativa.

**Tabela 1.** Caracterização dos Grupos

	GDL	GSDL
Idade (anos)	21,90(2,34)	21,90(2,13)
Estatura (m)	1,63(0,06)	1,65(0,05)
Massa corpórea (Kg)*	62,72(6,62)	55,39(6,46)
IMC (Kg.m <sup>-2</sup> )*	23,647(2,53)	20,57(2,29)
EVN*	Dia do teste	0
	Dia a dia	0

**Legenda:** GDL= Grupo com dor lombar; GSDL= grupo sem dor lombar; m= metro; Kg= quilograma; IMC= índice de massa corpórea; EVN= escala visual numérica; \* apresentou diferença significativa ( $p<0.05$ ).

As **Tabelas 2 e 3** apresentam as comparações entre os grupos músculos e posturas nas diferentes bases com e sem oscilação da haste. Para os dois grupos, foi possível observar um aumento progressivo da atividade mioelétrica de todos os músculos quando as voluntárias foram expostas às variações de base de suporte e funções dos membros superiores (MMSS) com a haste e oscilação (análise intra-grupo). Já quando observados os valores de cada músculo nos diferentes grupos foi possível observar que na ausência de oscilação (BSO, BH, TSO e TH) existe uma ativação significativamente maior dos músculos globais (OE e IL) no GSDL quando comparado ao GDL, enquanto que, nas bases com presença de oscilação (BCO e TCO) existe uma maior atividade significativa do OI no GDL em relação ao GSDL.

**Tabela 2:** Média e intervalo de confiança de 95% (IC95%) dos valores normalizados da atividade eletromiográfica dos músculos estabilizadores globais e locais entre os grupos GDL e GSD em base confortável com e sem oscilação de haste.

		GDL (n=11)			GSDL (n=10)			Grupo	Postura	Músculos	Interação
		IC 95%			IC 95%						
		Média	Inf.	Sup.	Média	Inf.	Sup.				
BSO	IL	,072	,044	,100	,111	,081	,141				
	UM	,118	,086	,150	,119	,086	,152				
	OE*	,099	,079	,119	,136	,115	,157				
	OI	,169	,130	,209	,161	,120	,202				
BH	IL	,188	,143	,233	,232	,184	,279				
	UM	,213	,154	,272	,287	,225	,349				
	OE*	,099	,079	,119	,139	,118	,160	0,042	<0,001	<0,001	0,016
	OI	,188	,142	,234	,175	,126	,223				
BCO	IL*	,262	,218	,307	,328	,282	,374				
	UM	,275	,214	,336	,341	,277	,405				
	OE	,147	,113	,180	,177	,142	,212				
	OI*	,290	,230	,349	,201	,139	,263				

Nota: \*diferença significativa entre os grupos GDL e GSD pelo teste Post-Hoc de Bonferroni.

**Tabela 3:** Média e intervalo de confiança de 95% (IC95%) dos valores normalizados da atividade eletromiográfica dos músculos estabilizadores globais e locais entre os grupos GDL e GSDL em tandem com e sem oscilação de haste.

	GDL (n=10)			GSDL (n=10)			Grupo	Postura	Musculo	Interação	
	Média	Inf.	Sup.	Média	Inf.	Sup.					
TSO	IL*	,073	,045	,100	,126	,097	,155				
	UM	,134	,100	,168	,132	,097	,168				
	OE*	,126	,097	,156	,181	,150	,212				
	OI	,174	,135	,213	,171	,130	,212				
TH	IL*	,194	,149	,239	,266	,219	,313	0,044	<0,001	0,002	0,028
	MU*	,235	,174	,296	,324	,260	,388				
	OE*	,116	,093	,140	,166	,141	,191				
	OI	,192	,149	,236	,189	,143	,234				
TCO	IL	,295	,249	,341	,335	,287	,383				
	UM	,294	,234	,355	,344	,280	,407				
	OE	,186	,148	,225	,197	,157	,238				
	OI*	,307	,243	,371	,206	,138	,273				

Nota: \*diferença significativa entre os grupos GDL e GSDL pelo teste Post-Hoc de Bonferroni.

## DISCUSSÃO

O presente estudo verificou o comportamento dos músculos estabilizadores do tronco em indivíduos com e sem dor lombar, em diferentes bases de apoio plantar, com e sem oscilação da haste vibratória.

Os resultados obtidos por meio da avaliação eletromiográfica demonstraram aumento progressivo nos níveis de ativação muscular em ambos os grupos e em todos os músculos quando as voluntárias foram expostas às variações de base de suporte e funções dos membros superiores (MMSS) com a haste e oscilação. Kelly et al. (2012) demonstraram que frente as instabilidades do solo, o corpo passa a sofrer ajustes posturais a fim de manter o equilíbrio e estabilidade, como mostrado nesse estudo. A musculatura estabilizadora global e local aumenta sua atividade sempre que houver a necessidade de buscar o reequilíbrio e adequação postural e adequações pós-déficits no controle motor (ROSSI et al., 2014; SÁNCHEZ-ZURIAGA et al., 2015), corroborando com os resultados deste estudo.

Observa-se também que o grupo sem dor apresentou resposta de maior ativação eletromiográfica quando expostos as variações de base, exceto para o músculo oblíquo interno o que pode indicar melhor condições no comportamento muscular no intuito de estabilizar o tronco nessas condições.

Ao analisarmos a interação entre músculo e grupo ( $p < 0,01$ ) nota-se que apenas o musculo OI apresenta um comportamento diferente dos demais músculos estabilizadores, onde o mesmo apresenta-se com maior atividade eletromiográfica em todas as posturas no GDL quando comparado ao GSDL. Acredita-se que essa resposta seja decorrente de uma resposta compensatória, cuja finalidade seja o aumento de força do tronco para a manutenção do equilíbrio (VAN DIEËN, KINGMA E VAN DER BUG, 2003).

Assim como Moreside et al (2007), Sanchez Zuriaga et al (2009) em seus estudos, comparou o padrão de ativação da musculatura do tronco, dentre eles os OE e OI, com uso de uma haste oscilante e não oscilante com movimentos na vertical e horizontal, na postura em pé e sentada. Em seus achados puderam notar que as posturas não influenciaram o padrão de recrutamento muscular sendo o posicionamento das hastes o fator determinante nas ativações e o exercício com a haste oscilante na vertical foi o que promoveu maior ativação de o OI.

Com isso, tendo em vista que os músculos estabilizadores locais apresentam como função principal a estabilização, acredita-se que a maior ativação de OI no GDL quando comparado ao grupo GL deve-se ao fato de que, na postura em pé, a pelve fica mais instável e, quando associado a vibração, o deslocamento ântero posterior gerado pela haste aumenta ainda mais as instabilidades e, como estratégia, indivíduos com lombalgia aumentam a atividade eletromiográfica dessa musculatura a fim de aumentar a pressão intra-abdominal aumentando, com isso, a estabilidade sacro ilíaca e ganho do reequilíbrio postural.

Mais recentemente, estudos realizados por Gonçalves et al (2011) também encontraram aumento da atividade muscular dos estabilizadores locais com uso de haste oscilatória em ostostatismo, assim como os achados do nosso estudo. Porém, deve-se ter cautela ao compararmos esses estudos pois todos não analisaram esses efeitos em indivíduos com lombalgia.

Assim, tendo em vista que a lombalgia inespecífica apresenta alta incidência, com consequentes déficits na funcionalidade dos indivíduos (HIDES et al, 2008), acarretando danos de saúde pública; a haste oscilatória é um instrumento de baixo custo que pode ser utilizado como ferramenta auxiliar na reabilitação, tanto para avaliação, quanto tratamento de instabilidades de tronco, diminuindo, com isso, a dor e fornecendo aos indivíduos retorno as atividades funcionais que são afetadas durante os períodos de quadros álgicos.

Ao longo da análise dos dados detectamos como limitação do estudo o fato de que o grupo com dor, no dia da avaliação, não apresentava episódios de dor assim como no dia a dia; tendo em vista que não se sabe se o quadro álgico em grau maior, durante o mesmo teste, poderia apresentar uma estratégia de recrutamento muscular diferente ou igual nesses mesmos indivíduos.

Sugere-se que estudos sejam realizados com populações com quadro álgico maior no dia do teste e em indivíduos do gênero masculino, pois essa população também é afetada pela lombalgia e poderia sofrer padrões de ativação muscular diferente.

Por fim, cabe ressaltar que existem poucos estudos que analisam os efeitos da haste oscilatória comparando grupo com e sem dor lombar, além de modificação de posicionamento de membros inferiores, sendo necessária a realização de estudos futuros a fim de investigar os padrões comportamentais dos músculos

estabilizadores bem como posturas adequadas para a execução de exercícios com a haste oscilatória que proporcionem o treino da musculatura estabilizadora lombar.

## **CONCLUSÃO**

Diante dos resultados obtidos no estudo podemos concluir que, em mulheres com e sem lombalgia, a atividade elétrica dos músculos locais e globais é crescente frente às instabilidades posturais causadas pela modificação de bases e oscilação da haste. Com exceção do oblíquo interno, os músculos avaliados apresentaram maior atividade no grupo de mulheres sem lombalgia.

## REFERÊNCIAS

- ANDERS, C.; WENZEL, B.; SCHOLLE, H.C. Activation characteristics of trunk muscles during cyclic upper-body perturbations caused by an oscillating pole. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.89,p.1314-1322,2008.
- ALMEIDA, I.C.G.B.; SÁ, K.N.; SILVA, M.; BAPTISTA, A.; MATOS, M.A.; LESSA, L. Prevalência de dor lombar crônica na população da cidade de Salvador.**Revista Brasileira de Ortopedia**. v.43, n.3, p. 96-102, 2008.
- BERGMARK, A. Stability of the lumbar spine: a study in mechanical engineering. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, v.60,p.4-54,1989.
- CREATH, R.; KIEMEL, T.; HORAK, F.; PETERKA, R.; JEKA, J. A unified view of quiet and perturbed stance: simultaneous co-existing excitable modes. **Neuroscience Letters**, v.377,n.2, p.75–80, 2005.
- GONÇALVES, M.; MARQUES, N.R.; HALLAL, C.Z.;VAN DIEEN, J.H. Electromyographic Activity of trunk muscles during exercises with flexible and non-flexible poles. **J Back Musculoskel Rehab**,v.24,n.4,p.209-14, 2011.
- HALLAL, C.Z.; MARQUES, R.M.; GOLÇALVES, M. O uso da vibração como método auxiliar no treinamento de capacidades físicas: uma revisão da literatura. **Motriz**, v.16 n.2 p.527-533, 2010.
- HENRY, S.M.; HITT, J.R.; JONES, S.L.; BUNN, J.Y. Decreased limits of stability in response to postural perturbations in subjects with low back pain. **Clinical Biomechanics**, v.21,n.9, p. 881-892, 2006.
- HERBERT, W. J.; HEISS, D. G.; BASSO, D. M. Influence of feedback schedule in motor performance and learning of a lumbar multifidus muscle task using rehabilitative ultrasound imaging: a randomized clinical trial. **Phys Ther**.88:261-9, 2008.
- HERMENS, J.H.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG,C.;GÜNTER, R. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **J Electromyogr Kinesiol**. v.14,p.361-74, 2000
- HIDES, J.; STANTON, W.R.; MCMAHON, S.; SIMS, K.; RICHARDSON, C.A. Effect of stabilization training on multifidus muscle cross-sectional area among young elite cricketers with low back pain. **J Orthop Sports Phys Ther**. 2008;
- HODGES, P.W. Changes in motor planning of feed forward postural responses of the trunk muscles in low back pain. **Exp Brain Res**,v.141,n.2,p.261–266,2001.
- HODGES, P.W.; GURFINKEL, V.S.; BRUMAGNE, S.; SMITH, T.C.; CORDO, P.C. Coexistence of stability and mobility in postural control: evidence from postural compensation for respiration. **Experimental Brain Research**,v.144, n.3,p.293–302, 2002.



KELLY, L.A.; KUITUNEN, S.; RACINAIS, S.; GRESSWELL, A.G. Recruitment of the plantar intrinsic foot muscle with increasing postural demand. **Clinical Biomechanics**, v.27, n.1,p.46-51,2012.

LIZIER, D.T.; PEREZ, M.V.; SAKATA, R.K. Exercícios para Tratamento de Lombalgia Inespecífica. **Rev Bras Anestesiol**, v.62, n.6,p.842-6,2012.

MARQUES, R.M.; HALLAL, C.Z.; GOLÇALVES, M. Padrão de co-ativação dos músculos do tronco durante exercícios com haste oscilatória. **Motriz**, v.18, n.2, p.245-252, 2012.

MARQUES, R.M.; HALLAL, C.Z.; GOLÇALVES, M. Padrão de co-ativação dos músculos do tronco durante exercícios com haste oscilatória. **Motriz**,v.18,n.2,p.245-252,2012.

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**, v.13, n.5,p.477-89, 2003.

MAZAHERI, M.; COENEN,P.; PARNIANPOUR,M.; KIERS, H.; JAAP, H.; VAN DIEE". Low back pain and postural sway during quiet standing with and without sensory manipulation: A systematic review. **Gait & Posture**, V. 37,p. 12–22,2013.

MORESIDE, J.M.; VERA-GARCIA,F.J.; MCGILL, S.M.; Trunk muscle activation patterns, lumbar compressive forces, an spine stability when using the Bodyblade. **Physical Therapy Journal**, v. 87,p.153-164, 2007.

OLIVEIRA, A. S. C.; GONÇALVES, M. Lumbar muscle recruitment during resistance exercise for upper limbs. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. New York, v. 19, p. 737-745, 2009.

OLIVEIRA, D.C.S.;REZENDE, P.A.M.S.L.; SILVA, M.R.; LIZARDO, F.B.; SOUSA, G.C.; SANTOS, L.A.; GUIMARÃES, É.A.; CHACUR, E.P. Análise eletromiográfica de músculos do membro inferior em exercícios proprioceptivos realizados com olhos abertos e fechados. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte** , v.18, n.4, p: 261-266, 2012.

O'SULLIVAN, P.B.; GRAHAMSLAW, K.M.; KENDELL, M.;LAPENSKIE, S.C.; MÖLLER, N.E.; RICHARDS, K.V. The effects of different standing and sitting postures on trunk muscle activity in a pain free population. **Spine**,v.27,p.1238-1244,2002.

OULLIER, O.; BARDY, B.G.; STOFFREGEN, T.A.; BOOTSMA, R.J. Postural coordination in looking and tracking tasks. **Human Movement Science**, v.21,n.2, p.147–67, 2002

PEREIRA, L.V.; SOUSA, F.A.E.F. Mensuração e avaliação da dor pós-operatória: uma breve revisão. **Revista Latino-Americana de Enfermagem**,v. 6,n.3,p. 77-84.

RACHED, R.D.V.A.;ROSA, C.D.P.;ALFIERI, F.M.; AMARO, S.M.C.; NOGUEIRA, B.; DOTTA, L, ET AL. Lombalgia inespecífica crônica: reabilitação. **Rev Assoc Med Bras**.v. 59,n.6,p.536-53, 2013.

KRISMER, M.; VAN TULDER M. Low back pain (non-specific). **Best Pract Res Clin Rheumatol**.v.21,p.77-91,2007.

ROSSI,D.M.; MORCELLI, M.H.; MARQUES, N.R.; HALLAL, C.Z.; GONCALVES, M.; LAROCHE, D.P.; NAVEGA, M.T. Antagonist coactivation of trunk stabilizer muscles during Pilates exercises. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**,v.18, n.1,p. 34-41, 2014.

SADEGHI, H.; ALLARD, P.; PRINCE, F.; LABELLE, H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. **Gait&Posture**, v.12, n.1, p.34– 45, 2000.

SANCHEZ-ZURIAGA D.;VERA-GARCIA F.J.; MORESIDE J.M.; MCGILL S.M. Trunk Muscle Activation Patterns and Spine Kinematics When Using an Oscillating Blade: Influence of Different Postures and Blade Orientations. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 90,n.6,p.1055-1060, 2009.

SÁNCHEZ-ZURIAGA, D. et al. A Comparison of Lumbopelvic Motion Patterns and Erector Spinae Behavior Between Asymptomatic Subjects and Patients With Recurrent Low Back Pain During Pain-Free Periods. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, v. 38, n. 2, p. 130–137, 2015.

TETTAMANTI, A.; GIORDANO, M.; GATTI, R. Effects of coupled upper limbs on postural stabilization. **Journal of Electromyography and kinesiology**. v.23,p.1222–1228, 2013.

VAN DIEËN,J.H.; CHOLEWICKI, J.; RADEBOLD, A. Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back enhance the stability of lumbar spine. **Spine**, v.28,p.834-41,2003.

VAN DIEËN, J.H.; KINGMA, I.; VAN DER BUG, P. Evidence for a role of antagonistic cocontraction in controlling trunk stiffness during lifting. **Journal of Biomechanics**.v.36, n.12, p:1829-36, 2003.

**Artigo 2: INFLUÊNCIA DA BASE DE SUPORTE E DA HASTE OSCILATÓRIA NA COCONTRAÇÃO DOS MÚSCULOS ESTABILIZADORES DO TRONCO EM MULHERES COM DOR LOMBAR**

NOGUEIRA, C.S.<sup>1</sup>; PEDRONI, C.R.<sup>2</sup>, STROPPIA-MARQUEZ, A.E.Z.<sup>2</sup>; NAVEGA, M.T.<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Programa de Pós-Graduação em Desenvolvimento Humano e Tecnologias. Instituto de Biociências – UNESP. Rio Claro, SP.

<sup>2</sup> Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional. Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Filosofia e Ciências – UNESP. Marília, SP.

Endereço para correspondência:  
Prof. Dr. Marcelo Tavella Navega.  
Av. HigynoMuzzi Filho, 737.  
Bairro: Campus Universitário.  
17.525-900 – Marília, SP  
e-mail: navega@marilia.unesp.br

**Revista Pretendida:** Brazilian Journal of Physical Therapy

## RESUMO

**Introdução:** a literatura aponta que indivíduos com lombalgia inespecífica apresentam déficits na estabilidade de tronco, sendo uma causa importante a ineficiência da ativação dos músculos locais e globais e cocontração em situações que exigem estabilidade corporal. **Objetivo:** verificar se existe diferença de cocontração entre mulheres com e sem dor lombar em diferentes bases, com e sem oscilação de haste. **Métodos:** foram estudadas 21 jovens sedentárias, com idades entre 18 e 28 anos, divididas em dois grupos: grupo dor lombar (GDL, n=11) e grupo sem dor lombar (GSDL, n=10). Foi avaliada a atividade mioelétrica através de eletromiografia dos músculos: oblíquo interno (OI), multífido (MU), oblíquo externo (OE) e iliocostal lombar (IL) durante exercícios com haste oscilatória em apoio bipodal sem oscilação (BSO); apoio bipodal com oscilação (BCO); tandem sem oscilação (TSO) e tandem com oscilação da haste (TCO). Os sinais eletromiográficos foram avaliados por meio do software Matlab. O teste estatístico utilizado foi ANOVA de medidas repetidas com post-hoc de Bonferroni, nível de confiança de 5%. **Resultados:** na análise intra-grupo, tanto para os músculos globais quanto locais, quando se compara as variações de base existe diferença significativa ( $p < 0,001$ ) apenas no grupo sem dor, entre as posturas com oscilação e sem oscilação, ou seja, BCO e TCO no grupo sem dor são diferentes significativamente de BSO e TSO, demonstrando que a oscilação causou uma maior cocontração dos músculos globais apenas para o GSD. **Conclusão:** mulheres com e sem dor lombar possuem estratégias diferentes de cocontração em diferentes bases, com e sem oscilação de haste. Os índices de cocontração aumentam em resposta a instabilidade e a oscilação, tanto para mulheres com e sem dor lombar porém a capacidade de manutenção e reorganização da estabilidade é menor no grupo com dor.

**Palavras-chave:** Dor Lombar. Eletromiografia. Equilíbrio postural. Distúrbio musculoesquelético

## ABSTRACT

**Introduction:** literature suggests that to individuals with nonspecific low back pain present deficit to the trunk stability, the inefficiency at the activation of the local and global muscles, and co-contraction in situations that demand body stability, is an important cause. **Objective:** verify if there is a co-contraction difference on women with and without low back pain, on different bases, with and without rod oscillation. **Methods:** 21 female sedentary young adults aging from 18 to 28 years old took part in this study divided in two groups. Low back pain group (LBPG, n=11) and no low back pain group (NLBPG, n=10). The myoelectric activity was evaluated through an electromyography of the following muscles: Internal oblique (IO); multifidus (MU); external oblique (EO); and iliocostal lumbar during exercises with oscillatory rod in: bipodal support without oscillation (BSNO); bipodal support with oscillation (BSO); tandem without oscillation (TNO); and tandem with rod oscillation (TO). The electromyographic signs were evaluated through the Matlab software. The statistical test utilized was the ANOVA of repetitive measures with Bonferroni's post-hoc, 5% trust level. **Results:** during the intragroup analysis, for both global and local muscles, there was a meaningful difference ( $p < 0.001$ ) only at the no pain group, as the base variations were compared, between the stances with and without oscillation, in other words, BSO and TO are significantly different than BSNO and TNO in the NLBPG, proving that the oscillation caused a greater co-contraction of the global muscles only to NLBPG. **Conclusion:** women with and without low back pain possess different co-contraction strategies in different bases, with and without rod oscillation. The co-contraction rates rise in response to instability and oscillation, for both women with and without low back pain. However the stability maintenance and reorganization capacity is lesser for the group with pain.

**Key-words:** Low back pain; Electromyography; Stance balance; Skeletal muscle disorder.

## INTRODUÇÃO

Na atualidade, uma das principais disfunções musculoesqueléticas encontradas no âmbito da reabilitação é a dor lombar, sendo essa com intensidade de dor classificada em leve, moderada ou intensa (FERREIRA e NAVEGA, 2010) chegando à maioria dos casos em condições crônicas que caracteriza dor persistente por mais de seis meses (ALMEIDA, 2008).

Essa condição clínica afeta diretamente as atividades da vida diária (IVANOVA et al., 2011), levando a altos índices de afastamentos e aumento de gastos da saúde pública (VAN DER ROER et al., 2004; SALVETTI et al., 2012). Nesse caso, esses indivíduos apresentaram um déficit na estabilidade de tronco (HIDES et al., 2008).

A eficiência nessa estabilidade de tronco é influenciada pelo sincronismo de funcionamento dos três subsistemas descritos por Panjabi (1992): ativo, passivo e neural. Inicialmente, frente às instabilidades decorrentes de posições estáticas e dinâmicas do corpo, o sistema ativo que é composto pelos músculos locais e globais é acionado de forma a aumentar a cocontração, aumentar força e a ativação muscular. Processo este, deficitário em indivíduos com lombalgia (CHOLEWICK et al, 1997; VAN DIEËN et al, 2003a; CHOLEWICKI et al, 2005).

Essa estabilidade é influenciada também pela ativação de músculos antagônicos de forma simultânea; efeito esse conhecido como cocontração, (DUCHATEAU, BAUDRY, 2014) cuja finalidade é gerar proteção à articulação local frente às forças externas compressivas ou de tração (BUTEAU, ERIKSRUD, HASSON; 2007). Contudo, estudos mostram que indivíduos com lombalgia inespecífica têm déficits nessa ativação ou cocontração de músculos estabilizadores lombares, acarretando em déficits na produção de força e resistência muscular, com consequente instabilidade de tronco (van DIEËN et al., 2003).

Nesse sentido, nota-se a importância de estudos que demonstrem o padrão do recrutamento muscular local e global (D'HOOGE et al., 2013) em inúmeras tarefas. Por meio de uma avaliação pela eletromiografia de superfície (EMG) é possível avaliar a atividade elétrica muscular em repouso e durante tarefas funcionais, auxiliando na análise da biomecânica e do comportamento muscular. (Anders; Wenzel; Scholle, 2007; VERA-GARCIA; MORESIDE; MCGILL, 2010; ROSSI et al., 2014). Além disso, estudos apontam a importância de exercícios de

estabilização na redução de quadros álgicos na lombalgia inespecífica e dentre eles encontramos a haste oscilatória, instrumento que gera, através da movimentação de membros superiores, vibrações no corpo todo, com conseqüente alteração no centro de massa e desequilíbrio levando, com isso, a reajustes posturais, bem como contração da musculatura estabilizadora e ganho de estabilidade segmentar e postural (MARQUES, HALLAL, GONÇALVES, 2012).

Considerando que a lombalgia inespecífica apresenta alta incidência e que o padrão de cocontração frente a diferentes exercícios instáveis em indivíduos com e sem lombalgia ainda não é bem delimitado e que tratamentos fisioterapêuticos conservadores de baixo custo e de qualidade são de extrema importância na prática clínica, a fim de aumentar a acessibilidade para tratamentos de lombalgia nos programas dos sistemas de saúde pública.

O presente estudo teve como objetivo verificar através de uma análise eletromiográfica a existência de diferença de cocontração entre mulheres com e sem dor lombar em diferentes bases, com e sem oscilação de haste.

Nossa hipótese era baseada na premissa de que, devido a instabilidade e déficit motor lombo pélvico, indivíduos com lombalgia apresentariam uma menor cocontração OE (obliquo externo)/IL(iliocostal lombar) e OI (obliquo interno)/MU (mutívido) frente as instabilidades posturais geradas pelo posicionamento de membros inferiores e oscilação da haste.

## PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

Estudo transversal, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Filosofia e Ciências (Protocolo de nº 1071/2014) realizado no Centro de Estudos da Educação e da Saúde (CEES), na Universidade Estadual Paulista. Todas as voluntárias foram esclarecidas a respeito da pesquisa e seus procedimentos e todas assinaram o Termo de Consentimento Livre Esclarecido.

### Voluntários

Participaram do estudo 21 jovens do sexo feminino, destras, com idade entre 18 e 28 anos, das quais 11 compuseram o grupo dor lombar inespecífica (GDL, n=11). O grupo controle (GSDL, n=10) foi composto por participantes que não apresentavam dor lombar.

Para o GDL os critérios de elegibilidade foram: não realizar atividade física, apresentar dor lombar idiopática por mais de seis meses e sem irradiação (ALMEIDA et al. 2008) e dor cotidiana maior que 4 avaliada pela Escala Visual Numérico (EVN)(PEREIRA, SOUZA, 1998). Para o GSDL os critérios de elegibilidade foram: não realizarem atividade física e não apresentarem relatos de lombalgia prévia. Os critérios de inelegibilidade para ambos os grupos foram a partir de relatos prévios relacionados a ausência de compressão nervosa (RAMÍREZ e LEMUS, 2010), espondilite anquilosante, artrite reumatóide, presença de tumores na coluna vertebral, fratura vertebral, síndrome da cauda equina (FERREIRA e NAVEGA, 2010), não apresentarem lesões ortopédicas há menos de seis meses, problemas neurológicos, doenças cardiovasculares, cirurgia anterior na coluna vertebral ou no abdômen (ROSSI, et al. 2014) ou incapacidade de realizar o teste.

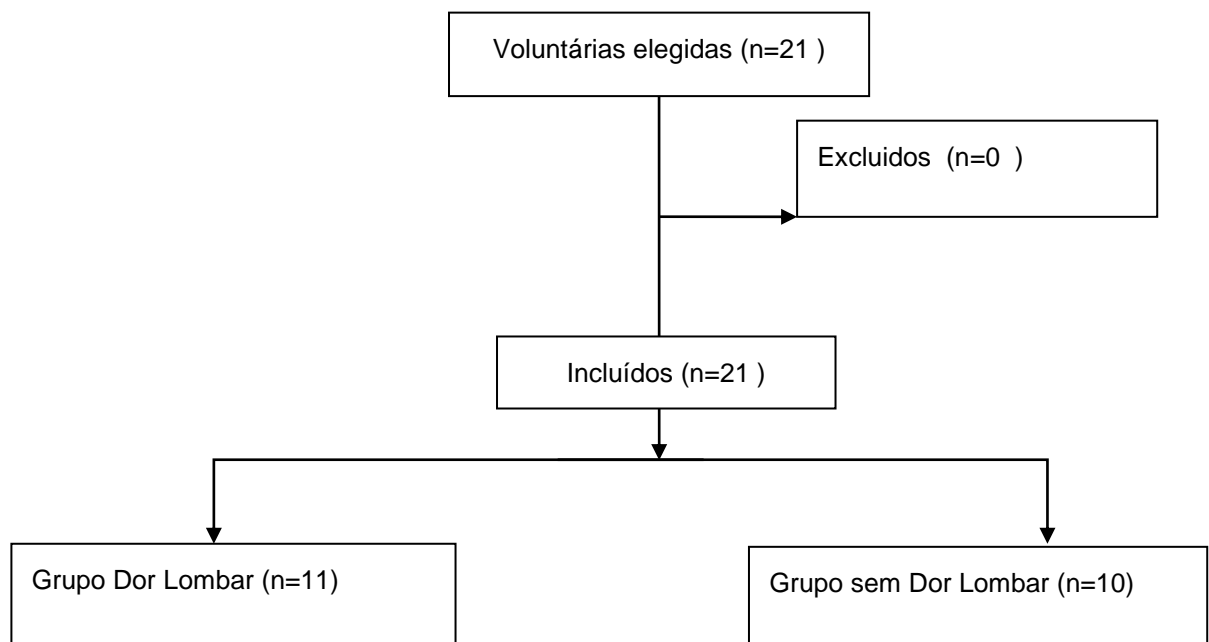
Foi realizado o cálculo amostral, por meio do software G\*Power, a partir de estudo piloto (dados de três voluntárias para cada grupo). Para o cálculo amostral foram utilizados valores de ativação eletromiográfica do músculo OI na postura de tandem em superfície complacente. O poder utilizado para a realização do cálculo amostral foi de 95%, probabilidade de erro  $\alpha$  de 0,05, tamanho do efeito de 2,231, estimando a necessidade de sete voluntárias em cada grupo.



**Tabela 1.** Caracterização dos Grupos

		GDL	GSDL
Idade (anos)		21,90(2,34)	21,90(2,13)
Estatura (m)		1,63(0,06)	1,65(0,05)
Massa corpórea (Kg)*		62,72(6,62)	55,39(6,46)
IMC (Kg.m <sup>-2</sup> )*		23,647(2,53)	20,57(2,29)
EVN*	Dia do teste	1,45(2,21)	0
	Dia a dia	6,5(1,63)	0

**Legenda:** GDL= Grupo com dor lombar; GSDL= grupo sem dor lombar; m= metro; Kg= quilograma; IMC= Índice de Massa corpórea; EVN= Escala visual numérica; \* Apresentou diferença significativa (p<0.05).

**Figura 1.** Fluxograma.

## **Procedimentos de avaliação**

No procedimento de coleta dos dados do estudo as voluntárias realizaram uma avaliação clínica para extração de dados pessoais, medidas de estatura e massa corporal. Além disso, realizou-se teste de dominância de membros inferiores, avaliação do nível de dor (tempo, intensidade e localização).

O teste de dominância realizado consistia na execução de três testes, repetidos três vezes, sendo eles: subir e descer um degrau, chutar bola e teste de deslocamento ântero posterior, onde o membro mais utilizado durante os testes foi considerado dominante (SADEGHI et.al, 2000).

## **Posturas**

Foram realizados exercícios em diferentes posturas em ortostatismo com a haste oscilatória (Flexibar<sup>®</sup>), segurando a haste com ambas as mãos e na posição vertical com flexão bilateral de ombro em 90° realizou-se a movimentação da haste no plano sagital. Além disso, os membros inferiores foram posicionados em apoio bipodal (com os pés alinhados próximos ao quadril) e tandem em duas condições diferentes: com posicionamento do membro superior a aproximadamente 90° de flexão de ombro sem vibração da haste e com a vibração.

Sendo assim, a avaliação foi realizada em quatro momentos diferentes: apoio bipodal sem oscilação (BSO); apoio bipodal com oscilação (BCO); tandem sem oscilação (TSO) e tandem com oscilação da haste (TCO).

Para cada postura foi realizada a coleta eletromiográfica por 10 segundos com um período de repouso de 60 segundos após cada exercício (MARQUES, HALLAL, GONÇALVES, 2012), repetidas por duas vezes. O ritmo de movimentação da haste e do membro superior foi controlado por um metrônomo ajustado em 5 Hz (300 bpm), como sugerido por Moreside, Vera-Garcia e McGill, pois foi considerada a frequência de movimentação mais próxima da frequência natural da haste.

## **Eletromiografia (EMG)**

Concomitantemente aos exercícios, foi realizada a avaliação eletromiográfica através da captação dos sinais eletromiográficos, utilizando-se um módulo de

aquisição de sinais biológicos Modelo Myosystem Br1\_P84 (Data Hominis<sup>®</sup>, Brasil) de oito canais, software para coleta com visualização em tempo real, processamento e armazenamento de dados, calibrado com frequência de amostragem de 4000 Hz, ganho total de 2000 vezes (20 vezes no sensor e 100 vezes no equipamento), IRMC de 130 dB, filtro passa alta de 20 Hz e filtro passa baixa de 500 Hz.

Foram utilizados eletrodos de superfície de Ag/AgCl (Data Hominis<sup>®</sup>), em configuração bipolar, com área de captação formado por duas barras paralelas retangulares de 10x1mm e distância de 10 mm, que foram posicionados no lado contralateral ao lado dominante. Previamente a colocação dos eletrodos foi realizada a tricotomia, limpeza da pele com álcool e abrasão com gaze, como forma de evitar possíveis interferências no sinal eletromiográfico (HERMENS et al. 2000). Foram coletados sinais eletromiográficos de músculos locais e globais. Os músculos locais escolhidos foram: oblíquo interno (OI- 2 cm medial e inferiormente a espinha íliaca ântero-posterior) (MARQUES, HALLAL, GONÇALVES, 2012; MARSHALL, MURPHY, 2003), multífidos (UM - foi colocado na linha que liga a espinha íliaca pósterio superior e o espaço entre L1 e L2 no nível de L5) (HERMENS et al., 2000). Os músculos globais escolhidos foram: oblíquo externo (OE - metade da distância entre a espinha íliaca ântero-superior e a região inferior da caixa torácica) (MARUCCI et al., 2007) e iliocostal lombar (IL- colocado um dedo medial da linha que liga a espinha íliaca pósterio-superior e o ponto mais baixo da última costela ao nível de L2) (HERMENS et al., 2000). E o eletrodo referência foi posicionado sobre o processo estilóide da ulna (OLIVEIRA et al. 2012).

Em decúbito dorsal, para os músculos OI e OE realizou-se localização da musculatura e colocação dos eletrodos de superfície. Já em decúbito ventral, para os músculos MU e IL realizou-se a localização da musculatura e colocação dos eletrodos de superfície.

### **Análise eletromiográfica**

A análise EMG foi realizada no domínio do tempo durante as diferentes posturas e foram desenvolvidas rotinas específicas em ambiente Matlab<sup>®</sup>. O sinal EMG foi filtrado com o filtro Butterworth de 4º ordem passa alta com frequência de corte de 20Hz e passa baixa com frequência de corte de 500 Hz, retificação do sinal

por onda inteira e filtro passa baixa de 6 Hz para formar o envelope linear. Para a normalização dos dados utilizou-se pico de ativação do envoltório linear de cada respectivo músculo.

Para o cálculo da cocontração (CANDOTTI, 2009) OE/IL e OI/MU foi utilizado o envelope linear dos sinais EMG através da equação:

$$\text{Índice de Cocontração} = 2x \frac{\text{Área Comum A\&B} \times 100}{\text{Área A} + \text{Área B}}$$

Sendo a área comum A&B correspondente a de ativação comum entre os dois músculos e área A e área B correspondentes a área de cada músculo.

### **Análise estatística**

Através de software SPSS versão 24.0 para Windows foi realizada a análise estatística. As variáveis estão descritas pela média e intervalo de confiança de 95% (IC95%). A distribuição de normalidade foi analisada pelo teste de Shapiro-wilk. Para analisar o efeito de grupo, postura e músculo foram realizados uma Anova de Medidas Repetidas. O teste de Mauchly's foi utilizado para testar a hipótese de esfericidade e quando esta foi violada as análises foram baseadas no teste de Greenhouse-Geisser. As comparações par-a-par foram realizadas pelo teste Post-Hoc de Bonferroni. O nível de confiança adotado foi de 5% ( $p \leq 0,05$ ).

## RESULTADOS

A Tabela 01 apresenta o comportamento da cocontração dos músculos locais e globais em situações com e sem oscilação da haste. Na análise intra-grupo, tanto para os músculos globais quanto locais, quando se compara as variações de base, existe diferença significativa ( $p < 0,05$ ) apenas no grupo sem dor, entre as posturas com oscilação e sem oscilação, ou seja, BSO e TSO no grupo sem dor são diferentes significativamente de BCO e TCO, demonstrando que a oscilação causou uma maior cocontração dos músculos globais e locais apenas para o GSDL.

Na análise inter-grupo observa-se que houve diferença significativa apenas para os músculos globais demonstrando que, em bases sem oscilação, existe um maior índice de cocontração no GDL, e na presença de oscilação o índice de cocontração é maior no GSDL.

**Tabela 01.** Comparação dos índices de cocontração dos músculos globais - oblíquo externo e iliocostal (OlxIL) e locais - oblíquo interno e multífido (OlxMU) inter-grupo (com e sem dor) e intra-grupo (variações de base de suporte e oscilação da haste).

		Grupo		Diferença entre Grupo	
		Com Dor	Sem Dor	(95% IC)	Valor de p
	BSO	71,85 ± 10,16	49,48 ± 20,93 <sup>a</sup>	22,37 (12,25 a 32,48)	<0,001
	TSO	68,41 ± 10,41	46,79 ± 17,42 <sup>a</sup>	21,62 (12,76 a 30,48)	<0,001
OExIL	BCO	61,68 ± 12,50	71,80 ± 12,50 <sup>b</sup>	-10,11 (-17,92 a -2,30)	0,01
	TCO	64,39 ± 13,58	74,34 ± 10,31 <sup>b</sup>	-9,94 (-17,52 a -2,36)	0,01
	BSO	52,36 ± 21,67	44,67 ± 23,17 <sup>a</sup>	7,68 (-6,30 a 21,67)	0,27
	TSO	56,34 ± 21,51	43,96 ± 21,42 <sup>a</sup>	12,38 (-1,02 a 25,79)	0,06
OlxMU	BCO	60,91 ± 24,08	68,22 ± 11,90 <sup>b</sup>	-7,30 (-19,34 a 4,73)	0,22
	TCO	62,00 ± 23,83	69,42 ± 10,91 <sup>b</sup>	-7,41 (-19,18 a 4,34)	0,21

Nota: BSO = base sem oscilação; TSO = tandem sem oscilação; BCO = base com oscilação; TCO = tandem com oscilação; IC = Intervalo de Confiança. Letras

diferentes representam diferenças significativas para análise intra-grupo dos índices de cocontração separadamente, pelo teste Post-Hoc de Bonferroni.

## DISCUSSÃO

O presente estudo verificou se existe diferença de cocontração dos músculos estabilizadores locais e globais, entre mulheres com e sem dor lombar em diferentes bases, com e sem oscilação de haste.

Em nosso estudo, observou-se que, no GSDL, durante a oscilação da haste, houve o aumento médio de atividade de 52% para os músculos globais e 55% para os músculos locais, demonstrando que as vibrações concêntricas e excêntricas advindas da haste oscilatória promovem vibrações no corpo gerando aumento da ativação muscular e cocontração (HALLAL, MARQUES, GONÇALVES, 2010).

A cocontração por meio da atividade muscular sincrônica entre músculos agonistas e antagonistas tem como finalidade aumentar o enrijecimento segmentar na busca pelo reequilíbrio postural e manter a menor perturbação possível (VAN DIEËN et al, 2003). Afetado, assim, por meio de oscilações cinéticas e cinemáticas (LEE; ROGERS; GRANATA, 2006), geradas por cargas extrínsecas de diferentes magnitudes e tarefas. No entanto, esse padrão de comportamento não foi observado no GDL, que apresentou uma diminuição média de 10% do índice de cocontração dos músculos globais e um aumento médio de apenas 13% dos músculos locais, demonstrando uma menor capacidade de ajuste frente a instabilidade causada pela oscilação da haste.

Os nossos resultados mostraram que o GSDL e GDL apresentaram padrão de cocontração dos músculos globais (OE e IL) inverso frente às instabilidades, sendo que inicialmente o GDL apresenta maior cocontração em relação ao GSDL para as bases sem oscilação da haste, ou seja, de menor instabilidade. Já quando expostos a vibração da haste esse comportamento se modifica, de modo que ocorre inversão do padrão de cocontração onde o GSDL passa a apresentar maiores valores de cocontração em relação ao GDL.

De acordo com ROSSI et al., 2014; SÁNCHEZ-ZURIAGA et al., 2015, em situações de menor exigência postural, indivíduos com dor lombar apresentam atividades eletromiográficas altas e quando exposta a instabilidade que exige maior reajuste e reorganização postural há um déficit no controle motor, consequente de uma menor cocontração e rápida fadiga muscular. (ROSSI et al., 2014; SÁNCHEZ-ZURIAGA et al., 2015).

Esses achados corroboram com os achados do estudo de Marques, Hallal, Gonçalves (2012), que, ao analisarem a relação entre posicionamento de haste oscilatória em postura sentada e em ortostatismo, encontraram um aumento na atividade muscular de OE e IL em ortostatismo, sugerindo, ainda, que esse comportamento decorre do aumento da instabilidade causada pela postura ortostática além da musculatura da pelve apresentar-se mais instável devido a redução da atividade da musculatura flexora do quadril.

Quando se analisa a cocontração da musculatura local é possível observar que ambos os grupos (GSDL e GDL) apresentaram um valor crescente quando expostos a vibração da haste e instabilidades de membros inferiores, em acordo com alguns estudos que apontam que a musculatura local apresenta papel fundamental da estabilização de tronco (O'SULLIVAN, 2002; OLIVEIRA, GONÇALVES, 2009).

Haja vista a função da cocontração na manutenção da estabilização de tronco, o conjunto entre o plano de oscilação da haste e postura influenciam de forma direta no padrão de recrutamento muscular (MORESIDE et al.2007; GONÇALVES et al.,2011; MARQUES et al., 2012). Sendo assim, os exercícios em posição ortostática com vibração da haste em posicionamento vertical associado à modificação de membros inferiores mostram que jovens sem dor lombar inespecífica apresentam maior cocontração antagonista entre OI/MU e OE/IL em relação ao GDL frente às instabilidades posturais, demonstrando, com isso, que o GDL apresenta maior ativação em situações menos instáveis e quando expostas à situações mais desafiadoras apresentam uma resposta menos eficiente.

A literatura pregressa aponta, ainda, a importância de se utilizar exercícios com calçados, solos ou instrumentos instáveis na reabilitação de indivíduos com lombalgia, gerando ativação muscular contínua na busca do reequilíbrio corporal e proporcionando, ainda, o aumento da atividade muscular com consequente fortalecimento e treinamento da musculatura de membros inferiores e estabilização de tronco (Lisón et al, 2015; Lisón et al., 2018).

Sendo assim, é de extrema importância que mais estudos sejam realizados para melhor compreender o padrão comportamental dos estabilizadores lombares em diferentes condições de estabilidade, tais como a vibração gerada pela haste oscilatória e modificação de posicionamento de membros inferiores em diferentes populações.



Considerando que a dor lombar é um fator determinante na execução de atividades funcionais, esse estudo foi realizado com o intuito de possibilitar o conhecimento do comportamento muscular em condições de instabilidades similares as do ambiente natural e durante o uso da haste oscilatória, norteando o desenvolvimento de estratégias complementares para o tratamento das lombalgias.

## **CONCLUSÃO**

Mulheres com e sem dor lombar possuem estratégias diferentes de cocontração em diferentes bases, com e sem oscilação de haste.

Os índices de cocontração aumentam em resposta a instabilidade e a oscilação, tanto para mulheres com e sem dor lombar, porém a capacidade de manutenção e reorganização da estabilidade é menor no grupo com dor.

## REFERÊNCIAS

- ALMEIDA, I.C.G.B.; SÁ, K.N.; SILVA, M.; BAPTISTA, A.; MATOS, M.A.; LESSA, L. Prevalência de dor lombar crônica na população da cidade de Salvador. **Revista Brasileira de Ortopedia**. v.43, n.3, p. 96-102, 2008.
- ANDERS, C.; WENZEL, B.; SCHOLLE, H.C. Cyclic upper body perturbations caused by a flexible pole: influence of oscillation frequency and direction on trunk muscle coordination. **J Back Musculoskel Rehabil**. 2007;20:p.167-75.
- BUTEAU, J.L.; ERIKSRUD, O.; HASSON,S.M. Rehabilitation on a glenoumeral instability utilizing the body blade. **Physiother Theory Pract**, v.23,p.333-49, 2007.
- CANDOTTI,C.T.; LOSS,J.F.; BEGATINI, D.; SOARES, D.P.; ROCHA, E.K.; OLIVEIRA, A.R.; GUIMARÃES, A.C.S. Cocontraction and economy of triathletes and cyclists at different cadences during cycling motion. **J Electromyogr Kines**. v.19, n.5, p.915-21, 2009.
- CHOLEWICKI, J.; PANJABI, M.M.; KHATCHATRYAN, A. Stabilizing function of trunk flexor/extensor muscles around a neutral spine posture. **Spine**. v.22, p. 2207- 12, 1997.
- CHOLEWICKI, J.;SILFIES, S.P.; SHAH,R.A.; GREENE, H.S.; REEVES, N.P.; ALVI K, GOLDBERG,B. Delayed trunk muscle reflex responses increase the risk of low back injuries. **Spine**, v.30, p.2614-20, 2005.
- D'HOOGHE, R.; HODGES, P.; TSAO, H.; HALL, L.; MACDONALD, D.; DANNEELS, L. Altered trunk muscle coordination during rapid trunk flexion in people in remission of recurrent low back pain. **Journal Electromyography and Kinesiology**. v.23, n.1, p:173-81, 2013.
- DUCHATEAU, J.; BAUDRY, S. The neural control of coactivation during fatiguing contractions revisited. **J Electromyogr Kinesiol**, v.24, n.6, 780–8, 2014.
- FERREIRA, M.S.; NAVEGA, M.T. Efeitos de um programa de orientação para adultos com lombalgia. **ActaOrtopédicaBrasileira**. v. 18, n.3, p.127-31, 2010.
- GONÇALVES, M.; MARQUES, N.R.; HALLAL, C.Z.; VAN DIEEN, J.H. Electromyographic Activity of trunk muscles during exercises with flexible and non-flexible poles. **J Back Musculoskel Rehab**,v.24,n.4,p.209-14, 2011.
- HALLAL, C.Z.;Marques, N.R.; Gonçalves, M. O uso da vibração como método auxiliar no treinamento de capacidades físicas: uma revisão da literatura. **Motriz**, v.16 n.2 p.527-533, 2010.
- HERMENS, J.H.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; GÜNTER, R. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **J Electromyogr Kinesiol**. v.14,p.361-74, 2000.

HIDES, J.; STANTON, W.R.; MCMAHON, S.; SIMS, K.; RICHARDSON, C.A. Effect of stabilization training on multifidus muscle cross-sectional area among young elite cricketers with low back pain. **J Orthop Sports Phys Ther**, n.38,p.101-8,2008.

IVANOVA, J.I.; BIRNBAUM, H.G.; SCHILLER, M.; KANTOR, E.; JOHNSTONE, B.M.; SWINDLE, R.W. Real-world practice patterns, health-care utilization, and costs in patients with low back pain: the long road to guideline-concordant care. **The spine journal : official journal of the North American Spine Society**, v. 11, n. 7, p. 622–32, 2011.

LEE, P.J.; ROGERS, E.L.; GRANATA, K.P. Active Trunk Stiffness Increases with Co-contraction. **Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**. v.16,n.1, p.51-57, 2006;.

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 Kinesiolog**, v.13, n.5,p.477-89, 2003.

MARCUCCI, F. C. I.; CARDOSO, N. S.; BERTELLI, K. S.; GARANHI, M. R.; CARDOSO, J. R. Alterações eletromiográficas dos músculos do tronco de pacientes com hemiparesia após acidente vascular encefálico. **Arquivos de Neuropsiquiatria**. v. 65, p. 900-905, 2007.

MARQUES, R.M.; HALLAL, C.Z.; GOLÇALVES, M. Padrão de co-ativação dos músculos do tronco durante exercícios com haste oscilatória. **Motriz**, v.18, n.2, p.245-252, 2012.

MORESIDE, J.M.; VERA-GARCIA, F.J.;MCGILL, S.M. Trunk muscle activation patterns, lumbar compressive forces, an spine stability when using the Bodyblade. **Physical Therapy Journal**, v. 87,p.153-164, 2007.

OLIVEIRA, A. S. C.; GONÇALVES, M. Lumbar muscle recruitment during resistance exercise for upper limbs. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. New York, v. 19, p. 737-745, 2009.

OLIVEIRA, D.C.S.;REZENDE, P.A.M.S.L.; SILVA, M.R.; LIZARDO, F.B.; SOUSA, G.C.; SANTOS, L.A.; GUIMARÃES, É.A.; CHACUR, E.P. Análise eletromiográfica de músculos do membro inferior em exercícios proprioceptivos realizados com olhos abertos e fechados. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte** , v.18, n.4, p: 261-266, 2012.

O'SULLIVAN, P. B.; GRAHAMSLAW, K. M.; KENDELL, M.; LAPENSKIE, S. C.; MÖLER, N. E.; RICHARDS, K. V. The effects of different standing and sitting postures on trunk muscle activity in a pain free population. **Spine**, Lebanom, v. 27, p. 1238-1244, 2002.

PANJABI, M. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. **Journalof SpinalDisorders**. v.5, n.4, p. 383-9, 1992.

ROSSI, D. M. et al. Antagonist coactivation of trunk stabilizer muscles during Pilates

exercises. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 18, n. 1, p. 34–41, 2014.

PEREIRA, L.V.; SOUSA, F.A.E.F. Mensuração e avaliação da dor pós-operatória: uma breve revisão. **Revista Latino-Americana de Enfermagem**,v.6, n.3, p. 77-84, 1998.

SADEGHI, H.; ALLARD, P.; PRINCE, F.; LABELLE, H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. **Gait&Posture**, v.12, n.1, p.34– 45, 2000.

SALVETTI, M.G.; PIMENTA,C.A.M.; BRAGA,P.E.; CORRÊA, C.F. Incapacidade relacionada à dor lombar crônica: prevalência e fatores associados. **Revista da Escola de Enfermagem da USP** [online]. v.46, p. 17-23, 2012.

VAN DIEËN, J.H.; CHOLEWICKI, J.; RADEBOLD. A. Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back enhance the stability of lumbar spine. **Spine**. v.28,p.834-41,2003.

VAN DER ROER, N.; VAN TULDER, M.W.; BARENDSE, J.M.; VAS MECHELEN, W.; FRANKEN, W.K.; OOMS, A.C.; et al. Cost-effectiveness of an intensive group training protocol compared to physiotherapy guideline care for sub-acute and chronic low back pain: design of a randomised controlled trial with an economic evaluation. **BMC Musculoskeletal Disorders**, n.5, p.45-51, 2004.

VERA-GARCIA, F. J.; MORESIDE, J. M.; MCGILL, S. M. MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, n. 1, p. 10–16, 2010.

## APÊNDICE

### Apêndice 1- Ficha de avaliação

Nome: \_\_\_\_\_  
 Sexo: \_\_\_\_\_ Data de nascimento: \_\_\_\_\_ Idade: \_\_\_\_\_  
 Massa corporal: \_\_\_\_\_ Altura: \_\_\_\_\_ IMC: \_\_\_\_\_  
 Estado civil: Solteiro ( ) Casado ( ) Outros ( ) Possui filhos? Sim ( ) Não ( )  
 Escolaridade: \_\_\_\_\_

#### Critérios de não elegibilidade

( ) apresentar sinal de compressão nervosa , ( ) espondilite anquilosante, ( ) artrite reumatóide, ( ) presença de tumores na coluna vertebral, ( ) fratura vertebral, ( ) síndrome da cauda equina, ( ) lesões ortopédicas há menos de seis meses,( ) problemas neurológicos, ( )doenças cardiovasculares, ( )cirurgia anterior da coluna vertebral ou no abdômen.

Faz uso de algum tipo de medicamento: Sim ( ) Não ( )

Quais? \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_

Atualmente realiza prática de atividade física: Sim ( ) Não ( )

Quais? \_\_\_\_\_

Frequência: \_\_\_\_\_ Duração: \_\_\_\_\_

Período menstrual: \_\_\_\_\_

Possui algum tipo de alergia: Sim ( ) Não ( )

Quais? \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_

Realiza algum tratamento: Sim ( ) Não ( )

Qual? \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_

Quais são as atividades diárias?

\_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_

Possui algum tipo de dor? Sim ( ) Não ( )

Qual(is)? \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_

Possui dor lombar? Sim ( ) Não ( ) Classifique a intensidade.

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	----

Sem dor


Dor máxima

Teste de dominância

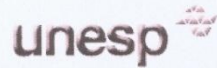


## ANEXO

## Anexo A - Aceite do Comitê de Ética

 UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA CAMPUS DE MARÍLIA Faculdade de Filosofia e Ciências Comitê de Ética em Pesquisa	
<b>Parecer do Projeto nº. 1071/2014</b>	
IDENTIFICAÇÃO	
1. Título do Projeto:	ANÁLISE DA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DOS ESTABILIZADORES LOMBARES DURANTE A REALIZAÇÃO DE EXERCÍCIOS COM HASTE OSCILATÓRIA
2. PESQUISADOR RESPONSÁVEL:	
	Autor(a): Marcelo Tavela Navega
	Autor(a): Caroline Nogueira da Silva
3. Instituição do Pesquisador:	Faculdade de Filosofia e Ciências – UNESP/Marília
4. Apresentação ao CEP:	04/07/2014
5. Apresentar relatório em:	Semestralmente durante a realização da pesquisa.
Objetivos	
Analisar em qual postura o exercício com oscilação da haste promove maior recrutamento muscular, indicando ser melhor estratégia para obter o máximo desempenho na estabilidade da coluna.	
SUMÁRIO DO PROJETO	
<p>A estabilidade do tronco é influenciada por músculos classificados em locais e globais, bem como a sua co-contracção. Indivíduos com lombalgia apresentam distúrbios na ativação da musculatura do tronco. A haste oscilatória é um recurso que promove co-contracção da musculatura de tronco e pode favorecer o tratamento de indivíduos com dor e instabilidade de tronco. O objetivo deste estudo é analisar em qual postura o exercício com oscilação da haste promove maior recrutamento muscular em indivíduos saudáveis, na busca de um tratamento complementar em indivíduos com desequilíbrios muscular lombar. Participarão do estudo jovens sedentárias, universitárias, com idade entre 18 e 28 anos. Para coleta de dados, as voluntárias serão posicionadas por 10 segundos em quatro condições distintas: superfície rígida e complacente, com e sem o uso da haste oscilatória. Para cada posicionamento serão realizadas coleta eletromiográfica e fotogrametria. Espera-se que a oscilação da haste na superfície complacente promoverá maior ativação da musculatura dos estabilizadores da coluna.</p>	
COMENTÁRIO DO RELATOR	
O projeto está de acordo com as exigências éticas e científicas fundamentais resguardadas na Resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde, atendendo aos itens referentes às implicações da ética em pesquisas que envolvem seres humanos, recomendo a aprovação do mesmo pelo CEP.	






UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
CAMPUS DE MARÍLIA  
Faculdade de Filosofia e Ciências  
*Comitê de Ética em Pesquisa*

**PARECER FINAL**

O CEP da FFC da UNESP após acatar o parecer do membro relator previamente aprovado para o presente estudo e atendendo a todos os dispositivos das resoluções 466/2012 e complementares, bem como ter aprovado o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido como também todos os anexos incluídos na pesquisa resolve aprovar o projeto de pesquisa supracitado.

**INFORMAÇÕES COMPLEMENTARES****DATA DA REUNIÃO**

Homologado na reunião do CEP da FFC da Unesp em 06/08/2014.

  
Simone Aparecida Capellini  
Presidente do CEP

  
José Carlos Miguel  
Diretor da FFC