



ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DE MÚSCULOS DO DORSO DURANTE FLEXÃO E EXTENSÃO DE TRONCO EM INDIVÍDUOS COM LOMBALGIA

Patrícia Cardoso de Araújo¹; Gabriela Cesnik do Ouro²; Mirieli Denardi Limana³; Valéria Ferreira Garcez⁴

RESUMO: Movimentos funcionais são frequentemente realizados de modo inadequado, não respeitando a biomecânica estrutural, sobrecarregando estruturas que provoquem dor. O estudo pretende identificar uma alteração no padrão mioelétrico dos músculos do dorso durante uma flexão-extensão de tronco em indivíduos com lombalgia. O grupo lombalgia (GL) foi composto por sete indivíduos e o grupo controle (GC) por dez voluntários. Foi utilizado a eletromiografia para analisar a ativação mioelétrica através de um teste de funcionalidade da flexão-extensão da coluna lombar, repetindo o mesmo movimento e retornar a posição inicial (ortostatismo). Foi analisada a atividade mioelétrica do iliocostal e multifido em *Root Mean Square-RMS* pelo teste de *Mann-Whitney* comparando os grupos estudados, e o lado de cada músculo (esquerdo e direito). Uma pequena alteração da ativação entre os grupos estudados foi observada, podendo ocorrer devido aos quadros de dor, porém não foi identificada diferença estatística ($p < 0,05$) nas análises.

PALAVRAS-CHAVE: ativação muscular, dor lombar, eletromiografia, funcionalidade.

1 INTRODUÇÃO

A lombalgia idiopática constitui uma das principais entidades geradoras de incapacidade nos países desenvolvidos (BURTON et al., 2006). Sugere-se que as alterações mecânicas posturais sejam a causa deste quadro clínico, sendo a sobrecarga uma das fontes conhecidas de lesão lombar imediata, juntamente com a fadiga mecânica secundária a movimentos repetitivos ou manutenção de uma postura estática incorreta (SILVA et al., 2004).

Segundo Roy e colaboradores (1990), a sobrecarga aos tecidos passivos ocorre após os músculos se tornarem menos efetivos em decorrência da falta de resistência muscular, apresentando fadiga muscular. Outro músculo que é afetado pela sobrecarga é o multifido, o principal músculo estabilizador lombar profundo, sendo que durante episódios de dor lombar há a presença de atrofia deste, gerando uma deficiência de controle neural e conseqüentemente da sua ação (HIDES et al., 1996).

Os músculos iliocostal e multifido estão ativos na flexão-extensão, conforme identificado na eletromiografia integrada nos estudos de Gracovetsky (1988). Foi possível identificar que na flexão da coluna, estes músculos apresentam-se em silêncio. Após estender a coluna até a posição ereta, espera-se uma ação do iliocostal lombar para estabilização da coluna lateralmente. Contudo, suas contribuições para a extensão são

¹ Acadêmica do Curso de Fisioterapia do Centro Universitário de Maringá – UNICESUMAR, Maringá – PR. Bolsista do Programa de Bolsas de Iniciação Científica da UNICESUMAR (PROBIC). patricia18araujo@hotmail.com

² Acadêmica Do Curso de Fisioterapia do Centro Universitário de Maringá – UNICESUMAR. Bolsista do Programa de Indução de Bolsas (PROIND). cesnik.gb@gmail.com

³ Coorientadora, Mestre, Docente da UFSC, Araranguá – SC. mirieli.limana@gmail.com.

⁴ Orientadora, Doutora, Docente do Curso de Fisioterapia do Centro Universitário de Maringá – UNICESUMAR. valeria.garcez@unicesumar.edu.br



menores que o sistema ligamentar posterior, por apresentarem um braço mais curto que os últimos. Os multifídeos só apresentam atividade após 25 graus de flexão do tronco durante a extensão.

Os estudos da biomecânica lombar (GRANATA et al., 1995) têm desenvolvido modelos que procuram simular movimentos corporais das atividades de vida diária, entretanto são limitados na representação da atividade muscular, principalmente na quantificação dos movimentos com contração isotônica dos diversos segmentos corporais. As quantificações do traçado eletromiográfico têm sido realizadas com mais sucesso nas contrações isométricas, no entanto, os muitos movimentos do cotidiano, os quais requerem contrações repetitivas com baixa intensidade, sendo a minoria de isométricos, um dos grandes responsáveis por lesões variadas na coluna vertebral, segundo Mueller et al. (1998). A quantificação das contrações isotônicas, presentes em muitos movimentos do cotidiano tem sido alvo de muitas pesquisas ainda em processo de validação.

Wong e colaboradores (2012) determinaram as diferenças no controle neuromuscular durante extensão de tronco após flexão do mesmo, entre pessoas que desenvolvem dor lombar e as que não desenvolvem após longos períodos em pé. Os resultados demonstraram que os indivíduos que desenvolvem dor ativam a musculatura lombar antes dos glúteos e os que não desenvolvem dor fazem o inverso.

Diante deste quadro, o presente estudo teve o objetivo de identificar uma alteração no padrão mioelétrico dos músculos do dorso durante uma flexão-extensão de tronco em indivíduos com lombalgia.

2 MATERIAL E MÉTODOS

Foram selecionados 17 voluntários, de ambos os sexos, com idade entre 20 e 35 anos, os quais foram divididos em dois grupos: GL – grupo lombalgia (n=7 voluntários), e GC – grupo controle (sem lombalgia, n=10 voluntários). O GL apresentava lombalgia crônica em início de tratamento fisioterapêutico (máximo até duas sessões) e o GC não apresentava queixa de dor lombar no mínimo em 3 meses. Nenhum voluntário poderia apresentar qualquer critério de exclusão, tais como desvios posturais graves, disfunções osteomusculares agudas ou crônicas, alterações neurológicas, depósito de gordura subcutânea acentuado na região dos músculos que serão analisados, gravidez, trauma na região lombar e menopausa. Todos foram informados sobre os procedimentos e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido. As coletas de dados aconteceram no período de setembro de 2013 a junho de 2014 na Clínica Escola de Fisioterapia do Unicesumar.

Para a coleta de dados foi utilizado: o eletromiógrafo de quatro canais (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda, modelo Miotool), eletrodos bipolares de gel sólido, adesivos, descartáveis, em formato de disco, de 10 mm de diâmetro e distância de 20 mm entre si (SENIAM, 2013; MERLETTI, 2004).

Os eletrodos foram posicionados sobre os músculos: multifídeo lombar e eretor da espinha porção iliocostal (ambos bilateralmente), conforme recomendação da SENIAM (2013).

A posição que os pacientes partiram para a execução dos exercícios (estático – 0-1 s) foi em ortostatismo, com a coluna vertebral ereta, joelhos em extensão e pés na mesma largura dos ombros (CANTERGI et al., 2007; KENDALL et al., 2007). Foi posicionada a frente desses voluntários uma bola pequena, leve, a 10 cm de distância. O



indivíduo realizou uma flexão de coluna lombar mantendo os joelhos em extensão para pegar esta bola (dinâmico 1-4 s), em seguida realizou a extensão da coluna lombar (dinâmico 5-8s) voltando à posição inicial ortostática (estático 8-9 s), fez a flexão anterior novamente para colocar a bola no chão (dinâmico 9-12 s) e realizou a extensão (dinâmico 13-16 s) voltando ao ortostatismo (estático 16-17s). Na tabela 1 analisa-se a divisão da análise.

Tabela 1: Movimentos e fases realizadas em cada intervalo de tempo na coleta eletromiográfica.

Intervalo de tempo	Movimento	Fase
0-1 s	Ortostatismo	Estática
1-4 s	Flexão	Dinâmica
5-8 s	Extensão	Dinâmica
8-9 s	Ortostatismo	Estática
9-12 s	Flexão	Dinâmica
13-16 s	Extensão	Dinâmica
16-17s	Ortostatismo	Estática

Através do *Root Mean Square – RMS* (μV) captado no teste flexão-extensão da coluna dos voluntários, foi possível analisar a diferença de ativação de cada músculo nos diferentes grupos em cada intervalo de tempo, como também a análise do lado esquerdo e direito de cada músculo (multífido e iliocostal). Para a realização desta análise estatística descritiva inferencial foi utilizado o teste de *Mann-Whitney*. O nível de significância adotado foi $\leq 0,05$

3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Em relação a análise da ativação do músculo Iliocostal direito, não ocorreu diferença estatística entre os grupos controle e lombalgia nos momentos de flexão ($p > 0,05$) ou extensão ($p > 0,05$). O mesmo ocorreu para o iliocostal esquerdo. A análise do músculo multífido também não apresentou diferença estatística, tal qual observado no iliocostal. Acredita-se que a amostra reduzida deste trabalho possa ser um fator limitante, mascarando possíveis diferenças reais, que por serem de pequena monta podem passar despercebidas, sendo consideradas estatisticamente não significativas (SILVA et al., 2004).

As figuras 1 e 2 mostram a atividade mioelétrica dos músculos íliocostal e multífido, respectivamente, para ambos os lados. Foram destacados momentos que serão discutidos a seguir.

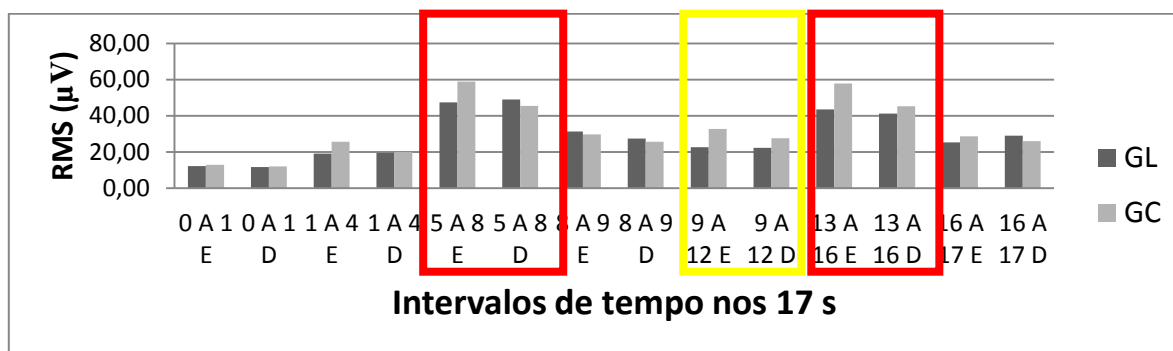


Figura 1: Gráfico referente ao RMS do músculo ilio costal esquerdo direito do GC e GL.

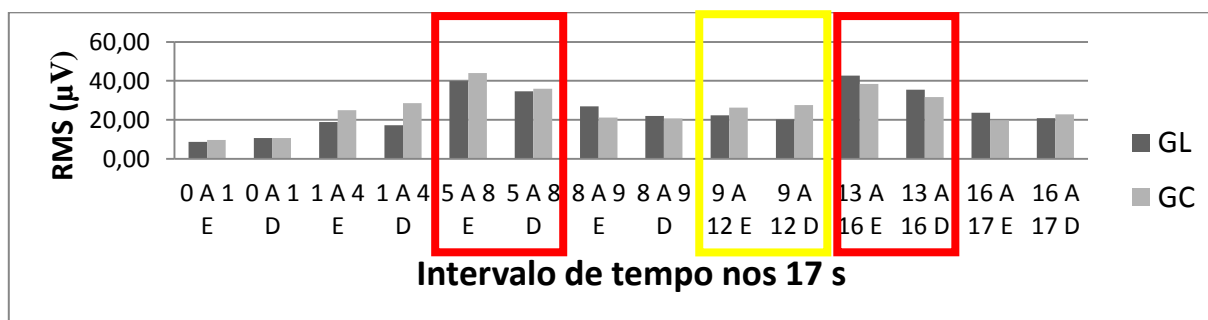


Figura 2: Gráfico referente ao RMS do músculo multifido esquerdo direito do GC e GL.

No músculo íliocostal, em ambos os lados, nota-se que na fase da ativação do músculo na extensão (5-8 s e 13-16 s) e no seu alongamento na flexão (9-12 e 13-16 s) o GC ativou mais unidades motoras que no GL. Conforme analisado por Lee (2001), alterações biomecânicas promovem uma má funcionalidade no sistema neuromuscular nos íliocostais, apresentando quadros de espasmo, tornando uma musculatura deficiente, não resistindo ao manter a contração, como os indivíduos saudáveis realizaram (ROY et al., 1990).

Em relação aos multifídeos ocorreu o mesmo que no íliocostal no intervalo de 5-8 s e 9-12 s o GL recrutou mais unidades musculares, porém no intervalo de 13-16 s ocorre o inverso. Isso ocorre devido o músculo multifido ser um dos principais estabilizadores na coluna, e como foi ativado o músculo pela segunda vez em um intervalo de tempo menor, o músculo superficial íliocostal poderia estar espasmódico (ROY et al., 1990), levando a um déficit da sua contração. Ao mesmo tempo os multifídeos são sobrecarregados, tendo o possível quadro de dor para a alteração do padrão mioelétrico.

4 CONCLUSÃO

Apesar de podermos observar diferenças entre os grupos nos momentos de flexão e extensão, a partir dos gráficos, não houve uma diferença estatisticamente significativa.

A partir destes fatos sugere-se a realizar futuras análises com amostras maiores e mais homogêneas a fim de comprovar as possíveis alterações do comando neuromuscular nos indivíduos que apresentam dor, como sugerido pela literatura. Pretende-se também realizar estudos mais complexos sobre os traçados eletromiográficos demonstrados em atividades funcionais como o da flexão-extensão.



REFERÊNCIAS

BURTON, AK.; et al. Chapter 2 - European guidelines for prevention in low back pain: November 2004. **Eur Spine J.** v.15, n.2, p.S136-S168, 2006.

CANTERGI, D; et al. Avaliação do sinal EMG dos eretores da coluna durante o movimento simétrico de levantamento de carga. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA. 12., 2007, São Pedro. **Anais.** Rio Claro: Unesp, 2007. p. 1141-1146.

ELFIVING, B.; DEDERING, A.; NÉMETH, G. Lumbar muscle fatigue and recovery in patients with long-term low-back trouble – electromyography and health-related factors. **Clin Biomech;** v.13, n.7, p.619-630. Aug. 2003.

GRACOVETSKY, S. **The spinal engine.** New York: Springer-Verlag, 1988. 505p.

GRANATA, K.P.; MARRAS, W.S. An EMG-assisted model of trunk loading during freedynamic lifting. **J Biomechanics;** v.28, n.11, p.1309-1317. 1995.

HIDES, J; RICHARDSON, C; GWENDOLEN, A. Multifidus Muscle Recovery Is Not Automatic After Resolution of Acute, First-Episode Low Back Pain: Exercises and Functional Testing. **Spine,** Australia, v.21, n.23, p.2763-2769, dec. 1996.

KENDALL, F. P., et, al. **Músculos, Provas e Funções com Postura e Dor.** 5.ed.rev, São Paulo: Manole, 2007. p.219 e 220.

LEE, D. **A cintura pélvica: uma abordagem para o exame e o tratamento da região lombar, pélvica e do quadril.** 2.ed. São Paulo: Manole, 2001.

MERLETTI, R.; PARKER, P. A. **Electromyography: physiology, engineering and noninvasive applications.** 1.ed. New Jersey: Wiley-IEEE Press, 2004.

MULLER, G.; et al. Intramuscular pressure in the erector spinae and intra-abdominal pressure related to posture and load. **Spine;** v.23, n.23, p.2580-2590. 2000.

NELSON-WONG, E; et al. Altered muscle recruitment during extension from trunk flexion in low back pain developers. **Clin Biomech.** v.27, n.10, p.994-995. 2012.

SENIAN. **Consórcio Europeu Surface EMG for the non-invasive assessment of the muscles.** Disponível em: <http://seniam.org/back_location.htm>. Acesso em: 4 de abril de 2013.

SILVA, C.O.; et al. Análise do ritmo lombar e pélvico durante a flexo-extensão da coluna vertebral em duas condições de simulação de levantamento de carga em policiais militares saudáveis. **Acta Fisiatr;** v.11, n.3, p.117-124. 2004.