



## ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS DO DORSO DURANTE A CINEMÁTICA DO TRONCO EM INDIVÍDUOS COM LOMBALGIA

Patrícia Cardoso de Araújo<sup>1</sup>, Gabriela Cesnik do Ouro<sup>2</sup>, Daniela Saldanha Wittig<sup>3</sup>, Jean Paulus Nowotny<sup>4</sup>, Mirieli Limana<sup>5</sup>, Valéria Garcez Ferreira<sup>6</sup>

**RESUMO:** Diante a um desequilíbrio da homeostase do complexo lombar, ocorre um dos fenômenos álgicos mais conhecidos, a lombalgia. Este desequilíbrio é provocado pela realização inadequada dos movimentos funcionais, os quais não respeitam a biomecânica estrutural, sobrecarregando estruturas que provoquem dor. Nas atuais condutas de tratamento fisioterapêutico, viabiliza-se o fortalecimento e ativação da musculatura do dorso, como o multifídeo e o ílio costal. A amostra foi composta por dois grupos, o grupo lombalgia (GL) foi composto por sete indivíduos e o grupo controle (GC) por dez voluntários. Antes e após o teste funcional foi coletado o índice de dor no momento por meio da NRS (*Numeric Rating Scale* - Escala Numérica da Dor), para correlacionar a intensidade da dor com a ação muscular. O teste consistiu em utilizar a eletromiografia de superfície para analisar a ativação mioelétrica no teste de funcionalidade da flexão-extensão da coluna lombar, repetindo o movimento duas vezes. Foi analisada a atividade mioelétrica do multifídeo e do ílio costal em sua média *Root Mean Square-RMS* pelo teste de *Mann-Whitney* comparando os grupos estudados, e o lado de cada músculo (esquerdo e direito). Para a análise da correlação da intensidade da dor com os dados eletromiográficos foi utilizado o teste de Spearman. Uma pequena alteração da ativação entre os grupos estudados foi observada, podendo ocorrer devido aos quadros de dor; porém não foi identificada diferença estatística ( $p < 0,05$ ). A correlação da dor com os sinais mioelétricos foi fraca, devido à avaliação subjetiva que a NRS proporciona, tendo interferência nos dados quanto a variável da média da NRS quanto a média do RMS.

**PALAVRAS-CHAVE:** ativação, eletromiografia, funcionalidade, dor lombar

### 1 INTRODUÇÃO

Na prática clínica a maior parte das queixas dolorosas está relacionada às afecções da coluna vertebral, ocasionando os principais motivos de afastamento do trabalho. Dentre estas afecções dolorosas encontra-se a lombalgia, considerada uma das principais causas de incapacidade nos países desenvolvidos (FREITAS et al., 2011).

A coluna lombar é a região responsável pela sustentação de cargas, em que a posição corporal vem a determinar a intensidade desta carga. A postura inadequada, ocasionada por distúrbios microarticulares instaladas devido à hipersolicitação e hipermobilização da lombar vem a aumentar a intensidade da carga sobre essa região. Este mecanismo leva ao estresse de ligamentos e discos, hiperexcitação de placas motoras, resultando em hipersensibilização dolorosa no local, caracterizando a lombalgia (HALL, 2012).

Dentre os músculos estabilizadores lombares temos o multifídeo, o qual proporciona rigidez e controle para a lombar. Durante incidentes de lombalgia agudos ou crônicos, há atrofia deste músculo, com ação estabilizadora falha, decorrente de um controle neural deficitário. Já os músculos eretores da espinha são importantes para manter a postura estática, resistindo à gravidade a maior parte do dia, como também são fundamentais para a manutenção da integridade física e funcional da coluna vertebral. A sobrecarga aos tecidos passivos ocorre após os músculos se tornarem menos efetivos em decorrência da falta de resistência muscular, apresentando fadiga muscular, devido a um mau funcionamento do sistema nos eretores. Devido às alterações biomecânicas ocorre uma má funcionalidade no sistema neuromuscular nos eretores da espinha (iliocostal), apresentando quadros de espasmos. Estes déficits neuro-motores promovem um estado de instabilidade da coluna (FRANÇA et al., 2008).

Os exames complementares de indivíduos com lombalgia não apresentam alterações significativas, sendo na maioria das vezes, normais, desta forma não é possível obter um diagnóstico conclusivo (MONTEIRO et al., 2011). Devido a isso, o diagnóstico e o acompanhamento da lombalgia podem ser realizados através do eletromiógrafo, um método de análise da ativação mioelétrica, que permite maior objetividade no diagnóstico e, principalmente, o monitoramento do tratamento das lombalgias.

<sup>1</sup>Acadêmica do Curso de Fisioterapia do Centro Universitário de Cesumar – UNICESUMAR. patricia18araujo@hotmail.com

<sup>2</sup>Acadêmica do Curso de Fisioterapia do Centro Universitário de Cesumar – UNICESUMAR, Maringá – PR. cesnik.gb@gmail.com

<sup>3</sup>Profa Ms do curso de Fisioterapia do Centro Universitário de Cesumar – UNICESUMAR. daniela.wittig@unicesumar.edu.br

<sup>4</sup>Prof Es do curso de Fisioterapia do Centro Universitário de Cesumar – UNICESUMAR. jean.paulus@unicesumar.edu.br

<sup>5</sup>Co-orientadora, Profa Ms do curso de fisioterapia da Universidade Federal de Santa Catarina, campus Araranguá. mirieli.limana@gmail.com

<sup>6</sup> Orientadora, Profa Dra dos Cursos de Fisioterapia e Medicina do Centro Universitário de Cesumar – UNICESUMAR. Bolsista do Programa de Bolsas de Indução (PROIND). valeria.garcez@cesumar.br



Como a dor lombar é uma das principais geradoras de incapacidade, surgiu o interesse de investigar se há diferença na ativação muscular em indivíduos com lombalgia durante atividades de vida diária através da coleta dos sinais eletromiográficos de superfície. Acredita-se que indivíduos com quadros álgicos elevado possuem redução na ativação muscular.

Baseando-se nesta problemática, o presente estudo propõe a comparar o padrão mioelétrico dos músculos iliocostal e multífido durante a flexão-extensão do tronco entre indivíduos com e sem lombalgia. Além disso, objetivamos correlacionar a atividade destes músculos com o nível de dor apresentado antes e após o teste funcional.

## 2 MATERIAL E MÉTODOS

Este estudo tem a característica de ser transversal, sendo um ensaio clínico, não randomizado.

Foram avaliados 17 voluntários, do sexo feminino, com idade entre 20 e 30 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 representa indivíduos com lombalgia crônica em início de tratamento fisioterapêutico (máximo até duas sessões) ou que não tenham realizado nenhum tipo de tratamento e o GC àqueles sem queixa de dor lombar por no mínimo 3 meses. 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.

Nenhum voluntário apresentou qualquer critério de exclusão, sendo eles: 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.

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, 2015).

Antes e após a realização do teste de ativação funcional lombar pela eletromiografia o voluntário indicou seu nível de dor por meio da *NRS – Numeric Rating Scale* - Escala Numérica da Dor assinalando o número correspondente a dor sentida no momento. A *NRS* é uma reta numerada de 0 a 10, onde o ponto inicial (0) determina ausência de dor e o ponto final (10) representa a máxima dor que se pode sentir. Posteriormente, o ponto indicado pelo paciente será considerado seu índice de dor no momento (DOWNIE et al., 1978).

Após foi realizada a palpação para a colocação dos eletrodos, por apenas um avaliador. Esta palpação segue os pontos referenciais citados no SENIAM (2015).

Para a execução dos exercícios os voluntários partiram da posição ortostática (coluna vertebral ereta), joelhos estendidos e pés na mesma largura dos ombros (estático – 0-1 s) 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 a extensão da coluna lombar (dinâmico 5-8 s) voltando à posição inicial ortostática (estático 8-9 s), posteriormente foi realizada novamente a flexão da coluna lombar de forma a colocar a bola no chão (dinâmico 9-12 s) e realizou a extensão (dinâmico 13-16 s) voltando ao ortostatismo (estático 16-17). 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



Foi feita a análise estatística inferencial da média do *Root Man Square* – *RMS* (*W*) 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). Foi utilizada a correlação de *Spearman* entre NRS e atividade mioelétrica do iliocostal e multífido durante o teste de flexão-extensão. Para a realização da análise estatística descritiva inferencial foi utilizado o teste de *Mann-Whitney*. O nível de significância adotado foi  $\leq 0,05$ .

### 3 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Em relação à possível existência de diferença na ativação muscular em indivíduos com lombalgia durante atividades de vida diária, verificou-se que em indivíduos lombálgicos tanto o músculo iliocostal quanto o músculo multífido, apresentaram redução de ativação muscular durante o movimento de flexão e extensão de tronco, porém de forma discreta.

Frequentes análises da biomecânica lombar, as quais utilizam o traçado eletromiográfico, tem obtido sucesso em seus resultados através da captação mioelétrica das contrações isométricas. Entretanto os movimentos do cotidiano são compostos por contrações isotônicas, sendo recentemente o alvo de muitas pesquisas, incluindo esta, a qual procura determinar correlação com a dor (SILVA et al., 2004). Identifica-se que os resultados propostos nesta pesquisa colaborarão com futuros recursos diagnósticos para a lombalgia.

Analizou-se nos resultados que o músculo iliocostal apresentou ações diferentes em cada movimento. No ortostatismo I a sua contração foi baixa em relação aos outros movimentos como vemos nos gráficos da figura 1 e 2, de forma simétrica, em ambos os grupos avaliados corroborando com os achados de KISNER & COLBY (2005). O autor referenciado determina que a contínua e pequena ação muscular dos eretores, no caso o iliocostal, ocorre devido a ação da gravidade passar a frente da coluna vertebral, tornando este músculo anti-gravitacional, evitando o tronco realizar a flexão anterior.

Porém, quando visualizamos o iliocostal no ortostatismo II os indivíduos de ambos os grupos apresentam uma maior contração muscular referente ao inicial. Determina-se que essa ação ocorre devido ao músculo analisado recrutar mais unidades motoras no movimento anterior (extensão I). Como visto na literatura os sinais mioelétricos do iliocostal aumentam de acordo com a progressão da extensão do tronco partindo-se da posição de flexão para o ortostatismo.

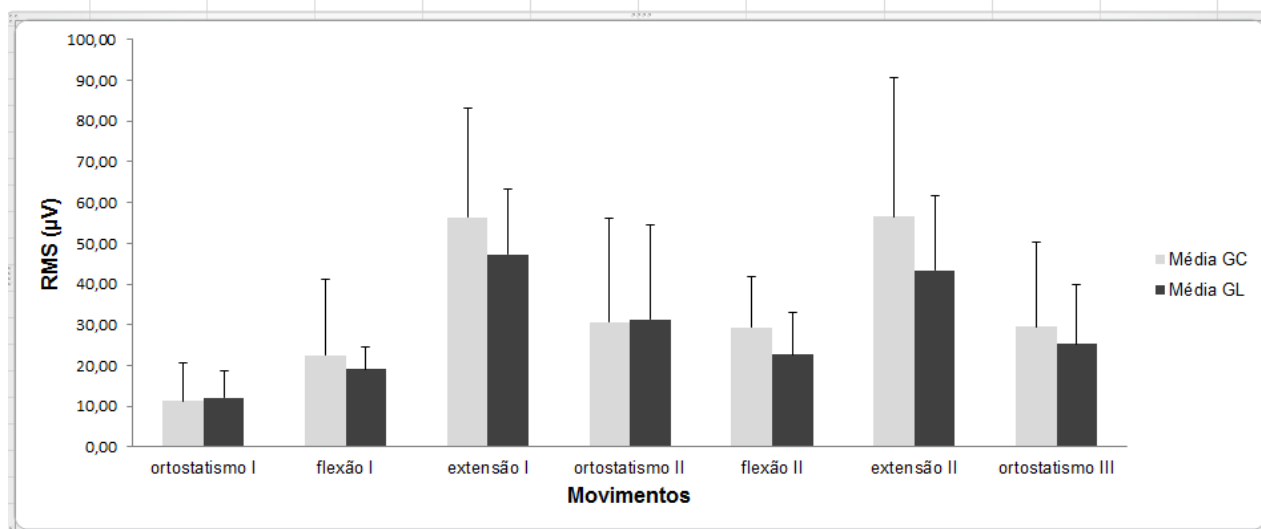
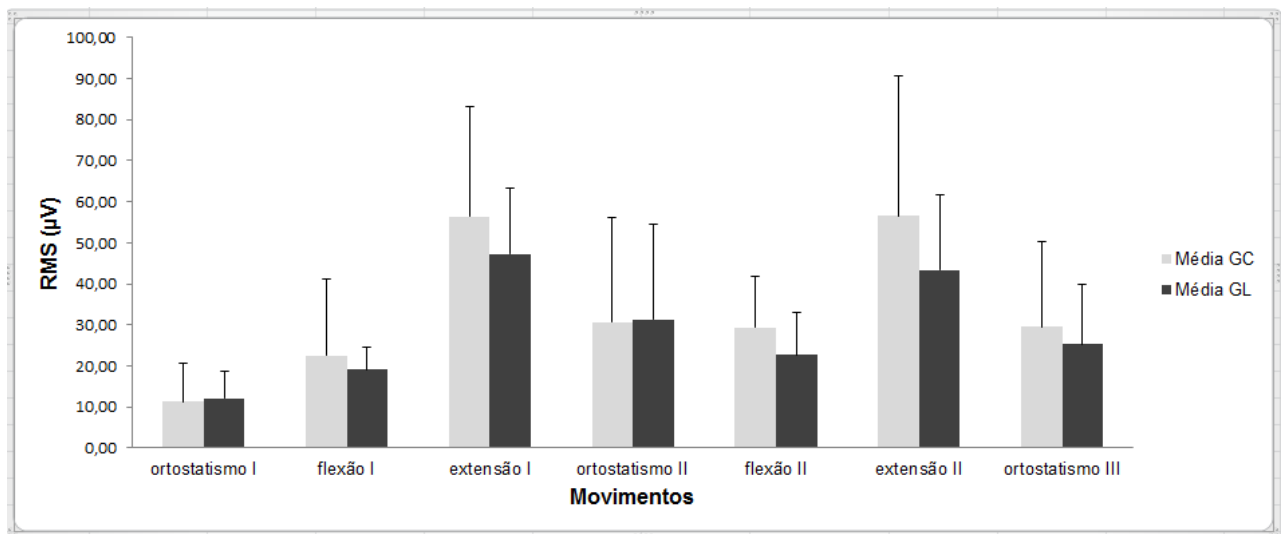


Figura 1: Gráfico referente a média e  $RMS \pm DPM$  do músculo iliocostal esquerdo do GC e GL



**Figura 2:** Gráfico referente a média e  $RMS \pm DPM$  do músculo iliocostal direito do GC e GL

Conforme KISNER & COLBY (2005), o eretor da espinha, atua primariamente na extensão da coluna, porém age também como estabilizador secundário da mesma. Como também no estudo de Marques et al. (2012), verificou-se que a co-ativação muscular é alterada de acordo com as posturas adotadas, sendo que a postura em pé exige maior atividade do músculo iliocostal (auxílio na estabilização), já que na posição sentada o tronco sofre menores oscilações e possui maior estabilidade

Em relação ao GL e GC, o primeiro apresentou um relativo aumento de contração mioelétrica do iliocostal, de forma simétrica, no ortostatismo II (figura 1 e 2). Este fenômeno seria provavelmente justificado por esses indivíduos apresentarem um quadro de espasmo devido à dor lombar presente, a qual aumentou conforme analisado na NRA após o teste funcional no gráfico da figura 5. Com a dor os voluntários do GL aumentam a sobrecarga do músculo iliocostal (HALL, 2012), portanto soma-se tanto as unidades motoras acionadas fisiologicamente como a do quadro doloroso.

Referente ao aspecto dinâmico, na flexão I e II nota-se um ligeiro aumento da ativação do iliocostal, bilateral, em relação ao ortostatismo I. Para alguns autores (FLOYD & SILVER, 1955), os eretores da espinha aumentam seu potencial mioelétrico na flexão a partir do ortostatismo. Allen (1948) determinou que este músculo é ativo na flexão devido a sua função de controlar a descida do tronco realizando uma contração excêntrica, identificando esta conclusão ao realizar uma flexão anterior do tronco lenta, como a do nosso estudo (4 segundos). No estudo de Oliveira et al. (2014) informa que, a flexão de tronco partindo da posição ortostática possui aumento da ativação muscular dos eretores da espinha apenas até atingir determinado ponto da flexão, posteriormente essa ativação cessa e é assumida pelos músculos do quadril, além de que a ativação destes músculos estabilizadores é diferente em posturas estáticas e dinâmicas, sendo importante a análise na fase dinâmica, já que se assemelha as atividades de vida diária.

Entre os grupos, identificou-se tanto na flexão I como na II, bilateralmente, que o GL ativou discretamente menos unidades motoras do iliocostal que o GC. O quadro algico lombar presente no GL provoca uma má funcionalidade no sistema neuromuscular nos iliocostal, tornando uma musculatura deficiente, não resistindo ao manter a contração durante os 4 segundos como os indivíduos saudáveis realizaram (FRANÇA et al., 2008). No estudo de Henchoz (2008) foi concluído que a baixa força e resistência dos músculos eretores da espinha acarretam em comprometimento da integridade da coluna vertebral, pois estes músculos tornam-se menos efetivos.

Já na extensão I e II (gráficos da figura 1 e 2) analisamos que o músculo iliocostal apresentou a sua maior ativação mioelétrica, bilateralmente. Há um potencial de ação mais intenso na extensão de tronco partindo dos 45°, pois entre o ortostatismo, flexão, extensão e rotação homolateral de tronco, na extensão ocorre o potencial de ação forte do iliocostal (BANKOFF et al., 1996).

Entre grupos, o GC ativou mais unidades motoras que o GL na extensão I e II do músculo iliocostal esquerdo (gráfico da figura 1). A mesma justificativa incorre ao mesmo evento que ocorreu na flexão I e II bilateral, conforme ao seu quadro algico aumentou pós o teste flexão-extensão, o músculo tornou deficiente em manter a contração muscular como o GC realizou. Entretanto, isso não ocorreu de modo simétrico, pois na extensão I (gráfico da figura 2), o músculo iliocostal direito apresentou um pequeno aumento de unidades recrutadas no GL em relação ao GC.



Em relação ao multifído, no ortostatismo I, percebe-se que a diferença na ativação muscular do multifído entre os grupos é quase nula, porém nota-se uma discreta redução na ativação deste músculo no GL tanto na flexão I quanto na flexão II.

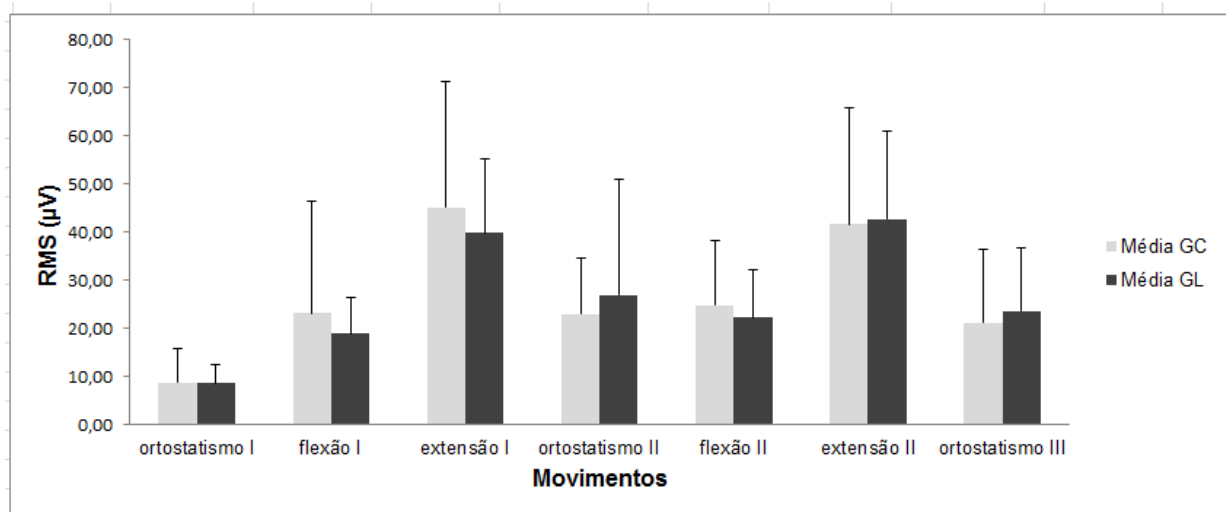


Figura 3: Gráfico referente a média e  $RMS \pm DPM$  do músculo multifído esquerdo do GC e GL

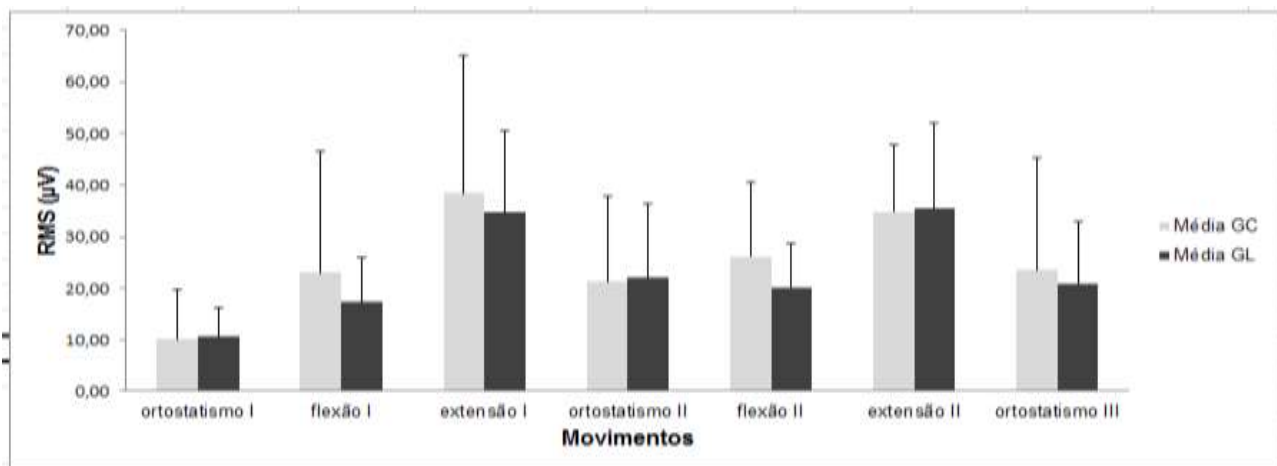
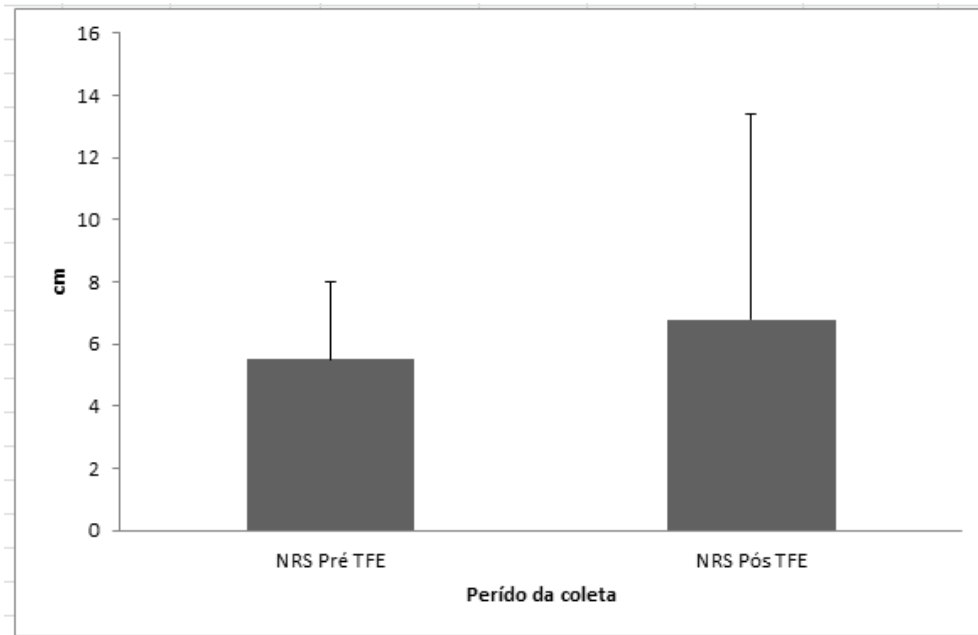


Figura 4: Gráfico referente a média e  $RMS \pm DPM$  do músculo multifído direito do GC e GL

Isto se dá provavelmente devido à Inibição Muscular Artrogênica (IMA), definida como inabilidade do sistema central de ativar completamente todas as unidades motoras de um músculo durante o esforço voluntário (RICE, 2010). As dores na coluna, independente de sua origem, geram inibição dos músculos estabilizadores do tronco, fazendo com que passem a agir de forma mais lenta e, por vezes, ineficaz, podendo sugerir uma possível deficiência em sua ação estabilizadora.

O multifído também apresenta função extensora de tronco, atuando como sinergista dos eretores da espinha (PALASTANGA et al.; 2000), sendo assim, foi possível observar uma ligeira redução da ativação muscular deste músculo na extensão I do GL.

A correlação entre NRA e ativação muscular durante o movimento de flexão-extensão foi fraca ( $\rho$  variando de 0,001 à 0,35). Isso pode ser facilmente explicado devido à percepção dolorosa ser de característica subjetiva, ou seja, os indivíduos apresentam percepções diferentes para o mesmo nível de dor, variando de acordo com a sensibilidade de cada um.



**Figura 5:** Gráfico referente a média e EVA±DPM pré e pós o Teste Flexão-Extensão (TFE) no GL

#### 4 CONCLUSÃO

Considera-se que a partir desta pesquisa foi possível analisar que os músculos do dorso (erector da espinha – iliocostal e multifido) apresentaram estar de acordo com sua função dinâmica e estática para os indivíduos sem algia lombar.

O músculo iliocostal esteve presente na flexão da coluna, revelando a sua atuação estabilizadora ao conter um movimento antagonista. Referente à disfunção lombálgica, este mesmo músculo não ativou unidades motoras como naqueles considerados saudáveis, porém foi uma diferença mínima observada, tanto na flexão como na extensão.

Os multifidos também apresentaram estar de acordo com sua função no grupo controle, já que realizaram ação estabilizadora nos momentos de flexão e ortostatismo, além da extensão do tronco, enquanto no grupo lombalgia notou-se uma ligeira redução de ativação muscular no ortostatismo I, flexão I e II e extensão I.

Em relação à dor pode-se concluir que não houve correlação entre o nível de dor e a ativação muscular, já que a percepção dolorosa é de caráter subjetivo, não podendo ser quantificada com certeza.

#### REFERÊNCIAS

ALLEN, C. E. L. Muscle action potentials used in the study of dynamic anatomy. **Br. J. Phys. Med.** v. 11, p. 66-73, 1948.

BANKOFF, A D. P.; et al. Electromyographic study of iliocostalis lumborum, longissimus dorsi and spinalis thoracis muscles in various positions and movement. **Anais**. The 1996 international pre Olympic scientific congress. Dallas, Texas, USA, 1996.

DOWNIE, W. W.; et al. Studies with pain rating scales. **Ann Rheum Dis.**, v.37, n.4, p.378-381, 1978.

FLOYD, W. F.; SILVER, P. H. S. The functions of the erector spinae muscles in certain movements and postures in man. **Journal Physiology**, v. 129, p.184-203. 1995.

FRANÇA, F; et al. Estabilização segmentar da coluna lombar nas lombalgias: uma revisão bibliográfica e um programa de exercícios. **Fisioter Pesq.**, v.15, n.2, p.200-206. 2008.

FREITAS, K.; et al. Lombalgia Ocupacional e a Postura Sentada: efeitos da cinesioterapia laboral. **Rev Dor.**, São Paulo, v.12, n.4, p.308-313, dez. 2011.





HALL C.M., BRODY L.T. **Exercício terapêutico na busca da função**. 3 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2012.

HENCHOZ Y, SO K-LA. Exercise and nonspecific low back pain: a literature review. **Joint Bone Spine**, n. 75, v. 5, p. 533-539. 2008.

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

KISNER, C.,COLBY, L. A. Exercício terapêutico: fundamentos e técnicas. São Paulo: Manole. 2005.

MONTEIRO, J.; et al. Questionário de Incapacidade de Rolad Morris: Adaptação para os Doentes de Língua Portuguesa com Lombalgia. **Acta Med Port.**, v.23, n.5, p. 761-766, nov. 2011.

OLIVEIRA, D. R., MARTIN, M. A., MARTINS, M. S., HIRATA, T. Padrão De Ativação Dos Músculos Eretores Da Coluna Durante O Levantamento De Cargas Em Mulheres Com Método De Normalização Adaptativa De Eletromiografia. In: Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 24, 2014, Uberlândia. **Anais eletrônicos...** Uberlândia, 2014.

PALASTANGA, N.; FIELD, D.; SOAMES, R. **Anatomia e Movimento Humano: Estrutura e Função**. 3.ed. São Paulo: Manole, 2000.

RICE D.A.; MCNAIR P.J. Quadriceps arthrogenic muscle inhibition: neural mechanisms and treatment perspectives. **Semin Arthritis Rheum**.v.40, n.3, p.250-66. 2010.

SENIAM.ConsórcioEuropeu *Surface EMG for the non-invasive assessment of the muscles*. Disponível em: <[http://seniam.org/back\\_location.htm](http://seniam.org/back_location.htm)>. Acesso em: 10 de junho de 2015.