

# Proposta de Índice Eletromiográfico para o Treinamento de Músculos Lombares

Fernando Sérgio Silva Barbosa<sup>1\*</sup>, Mauro Gonçalves<sup>2</sup>

## RESUMO

**Introdução:** O treinamento isométrico dos músculos eretores da espinha nos últimos anos tem recebido importante destaque em função da importância da resistência isométrica desses músculos para a integridade da coluna vertebral. **Objetivos:** Verificar a eficácia da utilização do limiar de fadiga eletromiográfico ( $EMG_{LF}$ ) como índice em um protocolo de treinamento dos músculos eretores da espinha da região lombar. **Metodologia:** Participaram 16 voluntários do gênero masculino e saudáveis, divididos em um grupo treinamento (GT) e um grupo controle (GC). A postura utilizada no estudo foi o decúbito ventral com os membros inferiores fixos a uma mesa de teste. O movimento a ser realizado foi a extensão isométrica do tronco com a coluna vertebral em posição neutra. O treinamento foi realizado com carga equivalente ao  $EMG_{LF}$  durante 4 semanas e com frequência de 3 sessões semanais. Esse índice foi obtido a partir da realização de esforços correspondentes a 5%, 10%, 15% e 20% da contração isométrica voluntária máxima. **Resultados:** Não foram demonstradas modificações nos valores da CIVM e do tempo de resistência isométrica. A análise dos parâmetros eletromiográficos, isto é, *root mean square* frequência mediana, não revelou mudanças em ambos os grupos. **Conclusões:** Desse modo, a utilização do  $EMG_{LF}$  como índice correspondente a intensidade do treinamento da resistência isométrica dos músculos eretores da espinha não representou, nas presentes condições experimentais, ser adequado para a definição de uma intensidade de contração necessária para a obtenção de resultados satisfatórios.

**Palavras-chave:** Coluna Vertebral. Eletromiografia. Treinamento de Resistência. Fadiga Muscular.

## ABSTRACT

**Introduction:** The endurance training of *erector spinae* muscles in the last year has been showed to be an important variable related to physical and functional integrity of spine. **Objectives:** The purpose of this study was to verify the efficacy of the electromyographic fatigue threshold ( $EMG_{FT}$ ) as index in a training protocol of the *erector spinae* muscles in lower back. **Methods:** 16 male and healthy volunteers have participated in of the study. They were separated in a training group (TG) and a control group (CG). The posture used was the prone position with the lower limbs fixed to table test. The movement required was the trunk extension in a neutral position. The training was performed with load equivalent to  $EMG_{FT}$  during 4 weeks and with frequency of 3 sessions for week. This index was obtained from submaximal contractions equivalent to 5%, 10%, 15% and 20% of a maximal isometric voluntary contraction (MIVC). **Results:** There were no changes in MIVC and endurance time values. The electromyographic parameters, root mean square and median frequency, also showed no changes in both groups. **Conclusions:** In this way, the use of the  $EMG_{FT}$  as index for the *erector spinae* muscles training revealed, in the present experimental conditions, to be ineffective for the use as load intensity necessary for satisfactory results.

**Keywords:** Spine. Electromyography. Resistance Training. Muscle Fatigue.

<sup>1</sup>Fisioterapeuta. Mestre em Ciências da Motricidade pela Universidade Estadual Paulista (UNESP) Campus de Rio Claro, Rio Claro, SP; Docente lotado no Departamento de Ciências da Educação (DECED) do Campus de Ariquemes da Universidade Federal de Rondônia (UNIR); Fundador e Líder do Grupo de Pesquisa Neurociência e Educação (NED).

<sup>2</sup>Fisioterapeuta. Doutor em Biomecânica pela Universidade de São Paulo (USP); Docente da Universidade Estadual Paulista (UNESP) Campus de Rio Claro e Coordenador do Laboratório de Biomecânica desta mesma instituição.

\*Autor correspondente: E-mail: fernandossb@hotmail.com

## INTRODUÇÃO

As patologias da coluna vertebral constituem uma das mais importantes causas responsáveis por pelo afastamento do trabalho. Segundo Barbosa e Gonçalves [1] apresentaram dados do Instituto Nacional do Seguro Social que revelaram 387.905 acidentes de trabalho responsáveis por afastamento, dentre os quais mais de 20.341 foram relacionados com a região da coluna vertebral, sendo que aproximadamente 50% desses casos foram cadastrados nesse instituto como dor neste segmento. Dentro desse prisma, as intervenções preventivas e de reabilitação destacam-se como uma necessidade urgente no campo da fisioterapia. Protocolos de reabilitação precisam ser exaustivamente testados na busca por resultados que comprovem de fato a eficácia de intervenções que com frequência são utilizadas na prática clínica deste profissional.

Nesse sentido, o exercício físico como recurso terapêutico para a prevenção e tratamento das disfunções na coluna lombar tem recebido atenção especial nos últimos anos [2,3], sendo este tipo de intervenção justificada por estudos que demonstraram a existência de uma importante relação da dor lombar com a resistência isométrica dos músculos eretores da espinha [4,5]. Essa relação é explicada por estudos que com a diminuição da força ou resistência de músculos lombares em auxiliar os elementos passivos na estabilização da coluna lombar seja um fator responsável pela imposição de sobrecarga excessiva na coluna lombar [6,7].

Com base nessa exposição, destaca-se a fadiga muscular, definida como uma redução na capacidade do músculo esquelético em gerar força ou realizar trabalho [8], como responsável pela deformação plástica de cápsulas, ligamentos e discos intervertebrais da coluna lombar em consequência de sobrecarga excessivamente imposta sobre estes elementos passivos, resultando em lesões nestas estruturas sensíveis à distensão e produzindo dor na região lombar [9]. Essa informação é confirmada por estudos [10,11] que demonstraram que após um episódio de dor lombar, ocorre rápida atrofia dos músculos eretores da espinha, a qual persiste mesmo após a resolução dos sintomas. Com exercícios de extensão do tronco essa atrofia é reversível e a recorrência de dor lombar é reduzida [11].

Por esse motivo, a avaliação da resistência isométrica de músculos lombares, definida como a capacidade de manutenção de intensidades de

contração isométrica mais baixa, assim como o treinamento desta variável em pacientes portadores de dor lombar tem demonstrado ser bastante importante dentro de um programa de reabilitação destinado a esta problemática [3,4]. Contudo, na Fisioterapia, essa variável é avaliada com menor frequência do que a força máxima ou flexibilidade, ao mesmo tempo em que protocolos de exercícios destinados ao treinamento da resistência isométrica de músculos lombares são pouco detalhados e em sua maioria não foram testados em pesquisas científicas rigorosamente controladas.

Dentro desse contexto, uma possibilidade de intervenção a ser utilizada para o treinamento dos músculos eretores da espinha é o limiar de fadiga eletromiográfico ( $EMG_{LF}$ ), definido como a mais alta produção de força que pode ser sustentada sem evidência eletromiográfica (EMG) de fadiga muscular [12,13].

Esse índice é fundamentado por estudos prévios os quais demonstraram que uma produção de força fadigante é caracterizada por um aumento tempo-dependente da atividade EMG do grupo muscular envolvido na realização da tarefa [14,15], enquanto que uma produção de força não fadigante pode ser continuamente mantida sem evidência EMG de fadiga muscular, isto é, sem um aumento significativo da atividade EMG em função do tempo de contração [13].

O  $EMG_{LF}$  envolve a determinação da taxa de inclinação ou o *slope* da atividade EMG dos músculos avaliados em função do tempo de contração. A correlação linear entre os *slopes* obtidos das diferentes intensidades de contração e suas respectivas cargas, expressa em termos de porcentagem da contração isométrica voluntária máxima (%CIVM), resulta na obtenção de uma reta cujo intercepto no eixo y é definido como  $EMG_{LF}$ .

Esse índice foi utilizado originalmente em estudos realizados com ciclo-ergômetro para avaliar o músculo quadríceps [15,16] e mais recentemente foi adaptado para os músculos eretores da espinha, avaliados durante contrações isométricas submáximas [17], entretanto o efeito de sua utilização em um programa de treinamento dos músculos eretores da espinha ainda não foi verificado.

Por esse motivo, o objetivo do presente estudo foi analisar o efeito da utilização do  $EMG_{LF}$  em um protocolo de treinamento dos músculos eretores da espinha com duração de quatro semanas por meio da análise do

comportamento de parâmetros mecânicos e eletromiográficos avaliados antes e após o período de treinamento.

## **METODOLOGIA**

### **Amostra**

Participaram do presente estudo 16 voluntários do gênero masculino, saudáveis, sem história de dor lombar nas quatro semanas que antecederam o estudo [10] e sem história de treinamento de resistência isométrica específico para os músculos da região lombar no período de um ano antes da realização do estudo.

Esses voluntários foram separados aleatoriamente em um grupo controle (GC) e um grupo treinamento (GT), ambos com oito voluntários e cujas informações demográficas são apresentadas na tabela 1. Diferenças estatisticamente significantes entre ambos os grupos não foram encontradas.

**Tabela 1** – Valores médios e desvios-padrão das variáveis demográficas dos grupos controle (GC) e treinamento (GT) participantes do estudo.

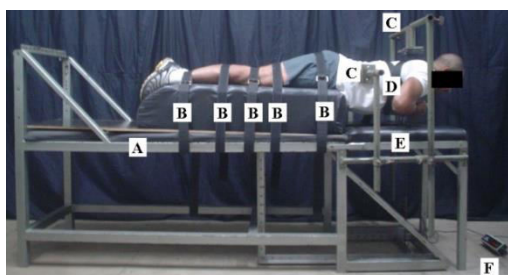
VARIÁVEL	GC	GT
Idade (anos)	20.77(±1.85)	21.55(±2.45)
Altura (cm)	175.66(±7.79)	176.72(±3.19)
Massa corporal (kg)	72.16(±12.17)	73.27(±11.11)

Todos os voluntários assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido de acordo com a resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde contendo informações relacionadas com os testes aos quais os voluntários seriam submetidos e assegurando também a sua privacidade e destino dos resultados.

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa local sob o protocolo nº 002777.

### **Posicionamento dos voluntários e mesa de teste**

Para a CIVM assim como para as contrações submáximas, os voluntários foram posicionados em decúbito ventral sobre uma mesa de teste (Figura 1).



**Figura 1** – Postura e estação de teste utilizada no estudo. A: mesa de teste; B: cintos de segurança; C: limitadores de movimento; D: colete; E: célula de carga; F: indicador digital.

Em ambos os casos, o movimento a ser realizado consistiu na extensão isométrica da coluna vertebral tracionando uma célula de carga (Kratos 200 Kg, Kratos Dinamômetros Ltda., São Paulo, SP) (Figura 1E) fixa a um colete (Figura 1D) utilizado pelos voluntários em uma extremidade e a base da mesa de teste na outra extremidade. A célula de carga foi acoplada a um indicador digital (Kratos IK 14A, Kratos Dinamômetros Ltda., São Paulo, SP, Brasil) (Figura 1F), o qual permitiu aos voluntários controlarem a intensidade do esforço no momento das contrações submáximas. Durante a realização do teste, o tronco do voluntário foi mantido em postura neutra.

Com o objetivo de fornecer maior estabilidade aos voluntários, cinco cintos de segurança foram posicionados ao redor das articulações dos quadris, joelhos e tornozelos assim como no centro da coxa e da perna (Figura 1B), fixando a pelve e os membros inferiores à mesa de teste. Para evitar possíveis movimentos compensatórios, limitadores de movimento foram posicionados sobre as escápulas e lateralmente no tronco para controlar a rotação e inclinação lateral da coluna vertebral respectivamente (Figura 1C).

### **Determinação da CIVM**

A CIVM de cada voluntário foi determinada em um dia de teste. Nesse dia, na postura padronizada para o estudo, os voluntários realizaram três CIVM com duração de cinco segundos e intervalo de cinco minutos entre cada uma delas de modo a permitir a recuperação do voluntário [9]. A CIVM foi determinada a partir da média dos três valores correspondentes a força de tração na célula de carga.

### **Contrações submáximas**

Em outros quatro dias de teste, com intervalo de no mínimo 24 horas e no máximo de 72 horas entre cada dia, foram realizadas contrações a 5%, 10%, 15% e 20% da CIVM. Esses percentuais de contração foram obtidos em um estudo piloto realizado pelos próprios autores e que demonstrou que os voluntários seriam capazes de manter as contrações no mínimo um minuto na posição estabelecida para o teste.

A exaustão do voluntário foi definida como o abaixamento do tronco pela impossibilidade de manter a postura padronizada para o estudo durante as contrações submáximas ou a variação da intensidade da contração a ser realizada maior do que 1 Kg. O tempo até a exaustão de cada voluntário, definido como tempo de resistência isométrica (TRI), foi registrado.

### Registro, tratamento e análise do sinal EMG

A atividade EMG bilateral dos músculos eretores da espinha foi registrada continuamente por meio de eletrodos de superfície bipolares passivos de Ag/AgCl (Medi Trace, Kendal, Chicopee, MA, Estados Unidos) posicionados sobre os músculos iliocostal no nível do espaço interespinhal de L2-L3 deslocados 6 cm lateralmente, e multífido no nível do espaço interespinhal de L4-L5 deslocados 3 cm lateralmente<sup>[1,9,18]</sup>. A distância inter-eletrodos foi de 3 cm centro a centro. Previamente a colocação dos eletrodos foi realizada tricotomia, abrasão suave da pele com lixa fina e limpeza da pele com álcool.

Para a captação da atividade EMG dos músculos avaliados foi utilizado um eletromiógrafo equipado com um módulo de aquisição de sinais biológicos de quatro canais (Lynx, Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda., São Paulo, SP, Brasil) aos quais foram conectados os cabos e eletrodos. Esse eletromiógrafo foi calibrado com um ganho de 1000 vezes, filtro passa-alta de 10 Hz, filtro passa-baixa de 500 Hz e filtro *notch* de 60 Hz. Também foi utilizada uma placa conversora analógica-digital (A/D) com faixa de entrada de -5 a +5 volts e resolução de 10 bits (CAD 1026, Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda., São Paulo, SP, Brasil), e um *software* específico calibrado com uma frequência de amostragem de 1000 Hz (Aqdados 4, Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda., São Paulo, SP, Brasil).

O sinal EMG foi analisado por meio de rotinas específicas desenvolvidas em ambiente MATLAB (The Math Works Inc, Natick, MA, Estados Unidos), a partir das quais foram obtidas variáveis temporais (*root meansquare* [RMS]) e espectrais (frequência mediana [FM]). Ambas as variáveis foram obtidas do sinal EMG registrado durante as contrações submáximas a partir de intervalos de tempo de 1 segundo de duração e a cada 0.5 segundo do TRI.

O TRI foi normalizado em 100% e os valores de cada uma das variáveis analisadas foram obtidos a cada 5% deste tempo. Esses valores foram correlacionados com o TRI normalizado, por meio da correlação linear de Pearson. Dessa correlação foram obtidos os valores de *slope* que permitiram a identificação da fadiga muscular em cada uma das intensidades de contração (%CIVM).

Os *slopes* resultantes das correlações entre os valores de RMS e o TRI, foram

correlacionados com as suas respectivas intensidades de contração também por meio da correlação linear de Pearson, a qual permitiu a identificação de uma reta cujo intercepto no eixo y representou o EMG<sub>LF</sub>, utilizado no presente estudo como índice representativo da intensidade da contração a ser utilizada para o treinamento dos músculos eretores da espinha.

### Treinamento

O protocolo de treinamento consistiu na realização de uma única contração isométrica em intensidade correspondente ao EMG<sub>LF</sub> até a exaustão do voluntário. Os critérios para o encerramento da contração foram os mesmos utilizados para as contrações submáximas realizadas previamente ao treinamento. Esse procedimento foi repetido três vezes por semana e realizado durante quatro semanas consecutivas.

Embora dois músculos pertencentes ao grupo muscular eretores da espinha tenham sido avaliados bilateralmente, o EMG<sub>LF</sub> do músculo iliocostal foi o selecionado para o treinamento, pois estudos prévios demonstraram que este é o músculo que está mais relacionado à capacidade de realizar contrações isométricas por um período de tempo maior<sup>[19,20]</sup>, o que pode ser explicado pela composição histológica das suas fibras musculares. Por outro lado, a escolha entre os índices do lado direito e esquerdo ocorreu com base em informações estatísticas obtidas por meio da correlação linear de Pearson utilizada para a obtenção dos EMG<sub>LF</sub>. O músculo cujos valores do coeficiente de determinação ( $r^2$ ) e do nível de significância foram mais elevados teve o seu respectivo EMG<sub>LF</sub> utilizado para o treinamento.

Ambos os grupos avaliados foram orientados a manterem suas atividades da vida diária (AVD) e também a não realizarem nenhum tipo de treinamento direcionado aos músculos da coluna vertebral durante a realização do estudo.

### Detalhamento do teste/re-teste e variáveis indicativas de modificações induzidas pelo protocolo de treinamento

Todos os procedimentos realizados previamente ao período de treinamento, ou seja, determinação da CIVM e contrações submáximas, foram definidos como teste.

Após as quatro semanas de treinamento ou do período controle no caso do GC, todos os voluntários realizaram novamente em uma mesma semana as contrações submáximas nas mesmas intensidades utilizadas na fase de teste. As intensidades das contrações foram novamente selecionadas randomicamente. O mesmo intervalo

entre cada dia de teste foi utilizado. Essa fase do estudo foi denominada de re-teste 1 e novamente variáveis EMG foram analisadas assim como o TRI.

No último dia da semana do re-teste 1, a CIVM de cada voluntário foi novamente determinada da mesma forma que durante a fase de teste. Na semana seguinte, os voluntários realizaram novas contrações submáximas também em intensidades correspondentes a 5%, 10%, 15% e 20% da CIVM determinada durante o re-teste 1. Essa fase do estudo foi denominada de re-teste 2, e novamente as variáveis EMG assim como o TRI foram analisadas.

Destaca-se, entretanto, no caso das variáveis EMG, que para a finalidade de verificação dos efeitos induzidos ou não pelo treinamento, apenas os parâmetros EMG relacionados com as contrações de 5% e 10% foram analisados.

### Análise estatística

A normalidade dos dados foi verificada utilizando o teste de Kolmogorov-Sminov e, em função do resultado, a estatística não paramétrica foi utilizada.

O efeito do treinamento foi verificado por meio da comparação dos valores de *slopes* diferentes variáveis EMG obtidas nas fases de teste e re-teste 1, assim como por meio da comparação dos valores de *slopes* obtidos nas fases de teste e re-teste 2. Para essa análise, o teste de Friedman foi utilizado e, quando necessário, o teste de Wilcoxon foi utilizado como *testepost hoc* para identificar entre quais fases do teste as diferenças foram significantes. As análises estatísticas foram consideradas significantes com  $p < 0,05$ .

### RESULTADOS

A análise do efeito do protocolo de treinamento utilizado no presente estudo sobre os parâmetros mecânicos investigados não revelou mudanças significantes nos valores da CIVM para o GT ( $42.97 \pm 6.89$  versus  $47.74 \pm 6.81$  [ $p = 0.26$ ]). Da mesma forma, não foram observadas diferenças significantes nesse tipo análise para o GC ( $49.11 \pm 15.31$  versus  $52.93 \pm 11.97$  [ $p = 0.09$ ]).

Outro parâmetro mecânico analisado, o TRI, também não revelou mudança significativa em ambos os grupos estudados (Figuras 2A e 2B).

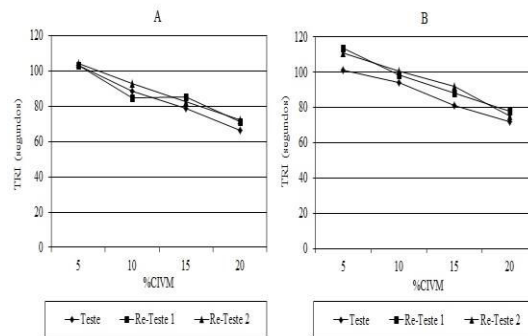


Figura 2 – Valores médios do tempo de resistência isométrica (TRI) registrados para os grupos controle (A) e treinamento (B).

Da mesma forma que para os parâmetros mecânicos, a análise dos parâmetros EMG investigados no presente estudo não revelou mudanças significantes tanto no GC (Figuras 3 e 4) quanto no GT (Figuras 5 e 6) considerando os valores de *slope* de RMS e de FM.

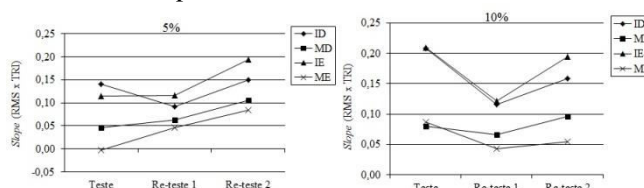


Figura 3 – Valores médios dos slopes de RMS obtidos das fases de teste, re-teste 1 e re-teste 2 para os músculos ID, MD, IE, e ME dos voluntários do GC durante contrações isométricas a 5% e 10% da CIVM.

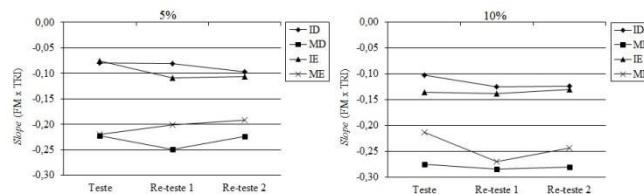


Figura 4 – Valores médios dos slopes de FM obtidos das fases de teste, re-teste 1 e re-teste 2 para os músculos ID, MD, IE, e ME dos voluntários do GC durante contrações isométricas a 5% e 10% da CIVM.

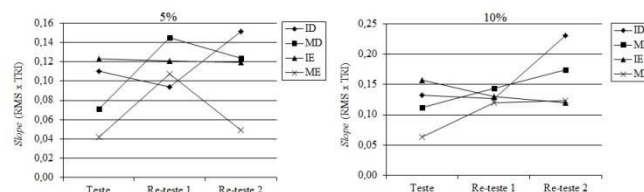


Figura 5 – Valores médios dos slopes de RMS obtidos das fases de teste, re-teste 1 e re-teste 2 para os músculos ID, MD, IE, e ME dos voluntários do GT durante contrações isométricas a 5% e 10% da CIVM.

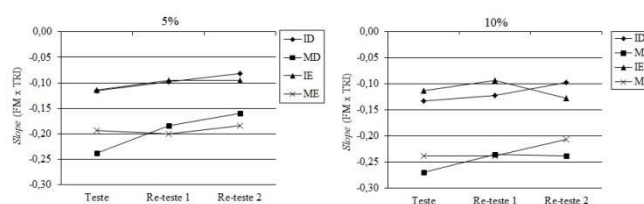


Figura 6 – Valores médios dos slopes de FM obtidos das fases de teste, re-teste 1 e re-teste 2 para os músculos ID, MD, IE, e ME dos voluntários do GT durante contrações isométricas a 5%, 10%, 15% e 20% da CIVM.

## DISCUSSÃO

Diversas são as modalidades terapêuticas na fisioterapia que são destinadas ao treinamento de músculos lombares, desde uma grande variedade de exercícios livres que se utilizam de posturas específicas em que a própria massa corporal ou a modificação nestas posturas representam a sobrecarga necessária ao treinamento<sup>[1]</sup>, ou ainda, aqueles realizados com o auxílio de algum recurso externo, como anilhas, caneleiras, faixas elásticas ou em máquinas<sup>[17]</sup> que ofereçam a possibilidade de contrações isométricas, isotônicas e até mesmo isocinéticas.

Contudo, um índice representativo da intensidade de esforço ou carga que possa ser considerada ideal e particularizada para cada indivíduo ou paciente para que efetivamente se possam produzir modificações fisiológicas e estruturais no músculo treinado e, a partir da qual, possam também ser estabelecidas as progressões ideais na intensidade do treinamento, são até o momento desconhecidas.

Nesse sentido, o  $EMG_{LF}$  proposto e validado em pesquisas anteriores<sup>[12,13]</sup> como índice para treinamento de resistência e não de força, representou a mais alta intensidade de carga que pode ser sustentada por um longo período de tempo sem evidências de fadiga neuromuscular, isto é, em tese por um período de tempo indefinido, o que significaria ser a carga ideal de treinamento da resistência de músculos de membros inferiores, analisados nestes estudos.

Por esse motivo, o índice fornecido pelo  $EMG_{LF}$ , na presente pesquisa adaptado para o treinamento de músculos da coluna lombar, pode não ter sido suficiente para influenciar modificações nos valores de força destes músculos, já que conforme seu embasamento, a intensidade de esforço necessária para sua manutenção não é esperada influenciar a força do grupo muscular submetido ao treinamento, o que explicaria a não modificação desta variável no presente estudo, conforme o princípio da especificidade do treinamento.

Estudos realizados em postura similar a utilizada nesta pesquisa<sup>[21,22]</sup> encontraram mudança significativa no TRI. No presente estudo, o TRI do GT apresentou um aumento 17% contra apenas 1% do GC. Contudo, naqueles estudos, o protocolo de treinamento empregado utilizou de um constante incremento na carga a ser sustentada por meio de modificações no posicionamento dos membros superiores e inferiores durante a

extensão do tronco, enquanto que no presente estudo, a mesma intensidade de contração e postura foram utilizadas durante as quatro semanas de treinamento, sendo uma possível justificativa nesta variável.

Com relação aos parâmetros EMG, o nível de fadiga dos músculos avaliados também não demonstrou ser influenciado pelo protocolo de treinamento utilizado independente da variável EMG estudada, RMS ou FM. Mais uma vez, a ausência da progressão da intensidade da carga utilizada para o treinamento dos músculos iliocostal e multífido constitui provavelmente o fator decisivo para este resultado.

Outro aspecto a ser considerado está relacionado com a natureza altamente sinérgica dos músculos da coluna vertebral. Essa característica é responsável por transferências de momento entre os músculos responsáveis pela extensão do tronco<sup>[23,24]</sup>. Segundo esses autores, com o início da fadiga e com o aumento da intensidade da contração, músculos maiores da coluna vertebral seriam mais ativados que músculos menores como o iliocostal e o multífido, e que por isso estes últimos não seriam suficientemente sobrecarregados em intensidade suficiente para provocar modificações neurais ou histológicas. É possível acrescentar ainda<sup>[22]</sup> que músculos localizados na coluna torácica e na região cervical podem também serem responsáveis por auxiliarem os músculos lombares durante esforços de extensão do tronco. Finalmente, em função da existência de uma interação entre a coluna lombar e a região do quadril por meio de músculos específicos<sup>[23,24]</sup>, o glúteo máximo, por exemplo, que é um potente músculo extensor do quadril, apresenta uma importante ligação com os músculos da região lombar por meio da fásia tóraco-lombar e com o músculo bíceps femoral por meio do ligamento sacro-tuberal<sup>[23]</sup>. A consequência da interação mecânica dessas duas regiões é que músculos dos membros inferiores podem participar auxiliando na extensão do tronco, minimizando deste modo os efeitos do treinamento proposto no presente estudo e contribuindo com a não modificação do nível de fadiga dos músculos investigados.

Outro aspecto possivelmente relacionado a não existência de efeito induzido pelo protocolo de treinamento aqui proposto pode ser o fato de no presente estudo, o  $EMG_{LF}$  do músculo iliocostal ter sido o selecionado como índice de intensidade de esforço a ser mantido no treinamento, e considerando-se as diferentes características

histológicas das fibras dos músculos iliocostal e multifido [10,14,21,25], não seria deste modo esperadas modificações importantes para o músculo multifido.

## CONCLUSÕES

Os parâmetros mecânicos, força e TRI, demonstraram evolução após o treinamento, porém sem significância estatística. Similarmente, a utilização do EMG<sub>LF</sub> como índice correspondente a intensidade do treinamento da resistência isométrica dos músculos eretores da espinha não representou, nas presentes condições experimentais, ser adequado para a definição de uma intensidade de contração necessária para a melhora da resistência muscular, visto que o mesmo também não promoveu evolução nos parâmetros EMG, isto é, RMS e FM.

Dentro desse contexto, recomenda-se a reprodução da pesquisa considerando a interferência sobre o tempo de duração do treinamento (superior a um mês), frequência das sessões semanais de treinamento, intensidade do esforço e postura utilizada.

## REFERÊNCIAS

1. Barbosa FSS, Gonçalves M. A proposta biomecânica para a avaliação de sobrecarga na coluna lombar: efeito de diferentes variáveis demográficas na fadiga muscular. *Acta Ortop Bras* 2007;15(3):132-7.
2. Davarian S, Maroufi N, Ebrahimi I, Farahmand F, Parnianpour M M. Trunk muscles strength and endurance in chronic low back pain patients with and without clinical instability. *J Back Musculoskelet Rehabil* 2012;25(2):123-9.
3. Ewert T, Limm H, Wessels T, Rackwitz B, von Garnier K, Freumuth R, Stucki G. The comparative effectiveness of a multimodal program versus exercise alone for the secondary prevention of chronic low back pain and disability. *PM R* 2009;1(9):798-808.
4. Henchoz Y, So K-L.A. Exercise and nonspecific low back pain: a literature review. *Joint Bone Spine* 2008;75(5):533-9.
5. O'Sullivan PB, Mitchell T, Bulich P, Waller R, Holte J. The relationship between posture and back muscle endurance in industrial workers with flexion-related low back pain. *Man Ther* 2006;11(4):264-71.
6. Alaranta H, Luoto S, Heliövaara M, Hurri H. Static back endurance and the risk of low-back pain. *Clin Biomech* 1995;10(6):323-4.
7. Roy SH, De Luca CJ, Emley M, Buijs RJC. Spectral Electromyographic assessment of back muscles in patients with low back pain undergoing rehabilitation. *Spine* 1995;20(1):38-48.
8. Bigland-Ritchie B, Donovan EF, Roussos CS. Conduction velocity and emg power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. *J Appl Physiol* 1981;51:1300-05.

9. Barbosa FSS, Almeida CCR, Gonçalves M. Análise espectral do sinal eletromiográfico do músculo eretor da espinha obtido do teste de Sorensen. *Fisiot Mov* 2010;26(2):575-83.
10. Hides JA, Richardson CA, Jull GA. Multifidus recovery is not automatic after resolution of acute, first episode low back pain. *Spine* 1996;21(23):2763-9.
11. Hides JA, Stokes MJ, Saide GA, Cooper DH. Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms in patients with acute/subacute low back pain. *Spine* 1994;19(2):165-72.
12. Matsumoto T, Ito K, Moritani T. The relationship between anaerobic threshold and electromyographic fatigue threshold in college women. *Eur J Appl Physiol* 1991;63:1-5.
13. Moritani T, Takaishi T, Matsumoto T. Determination of maximal power output at neuromuscular fatigue threshold. *J Appl Physiol* 1993;74:1729-34.
14. Barbosa FSS, Gonçalves M. Comparação entre protocolos de exaustão e de 30 segundos utilizados na avaliação da fadiga eletromiográfica dos músculos eretores da espinha. *Rev Bras Fisioter* 2005;9(1):77-83.
15. De Vries HA, Moritani T, Nagata A, Magnussen K. The relation between critical power and neuromuscular fatigue as estimated from electromyographic data. *Ergonomics* 1982;25(9):783-91.
16. Housh TJ, De Vries HA, Johnson GO., Evans SA, Housh DJ, Stout JR, Bradway RM, Evetovich TK. Neuromuscular fatigue thresholds of the vastuslateralis, vastusmedialis and rectus femoris muscles. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1996;36(4):247-56.
17. Cardozo AC, Gonçalves M. Electromyographic fatigue threshold of erector spinae muscle induced by a muscular endurance test in health men. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 2003;43(6):377-80.
18. Tsuboi T, Satou T, Egawa K, Izumi Y, Miyazaki M. Spectral analysis of electromyogram in lumbar muscles: fatigue induced endurance contraction. *Eur J Appl Physiol* 1994;69:361-6.
19. Clark BC, Manini TM, Ploutz-Snyder LL. Derecruitment of the lumbar musculature with fatiguing trunk extension exercise. *Spine* 2003;28(3):282-7.
20. Sparto PJ, Parnianpour M, Reinsel TE, Simon S. Spectral and temporal responses of trunk extensor electromyographic to an isometric endurance test. *Spine* 1997;22(4):418-26.
21. Sung PS. Multifidi muscles median frequency before and after spinal stabilization exercises. *Arch Phys Med Rehabil* 2003;84:1313-8.
22. Moffroid MT, Haugh LD, Haig AJ, Henry SM, Pope MH. Endurance training of trunk extensor muscles. *Phys Ther* 1993;73(1):10-7.
23. Vleeming A, Pool-Goudzwaard AL, Stoeckart R, van Wingerden JP, Snijders CJ. The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Its function in load transfer from spine to legs. *Spine* 1995; 20(7):753-8.
24. Dil J, Johnson GE, Shiavi R, Townsend MA. Muscular synergism, II: minimum-fatigue criterion for load sharing between synergistic muscles. *J Biomech* 1984;17(9):675-84.
25. De Foa JL, Forrest W, Biedermann HJ. Muscle fibre direction of longuissimus, iliocostalis and multifidus: landmark-derived reference lines. *J Anat* 1989;163:243-7