

ANÁLISE DA FADIGA DOS MÚSCULOS ERETORES DA ESPINHA POR MEIO DA AMPLITUDE DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DURANTE CONTRAÇÕES SUBMÁXIMAS REALIZADAS NO TESTE DE SORENSEN

Fernando Sérgio Silva Barbosa¹.

Mauro Gonçalves²

Resumo

A fadiga dos músculos eretores da espinha tem demonstrado ser um importante fator relacionado com sobrecargas imposta à coluna lombar, responsáveis por lesão em seus elementos passivos e, conseqüentemente dor. Nesse sentido, protocolos que permitam a avaliação do comportamento de músculos lombares precisam ser testados. O presente estudo avaliou os músculos iliocostal e multífido durante a realização de contrações isométricas a 5%, 10%, 15% e 20% da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) até a exaustão. Participaram do estudo 20 voluntários do gênero masculino, saudáveis e posicionados em decúbito ventral sobre uma mesa de teste. Eles realizaram a extensão isométrica do tronco em posição neutra enquanto a atividade eletromiográfica (EMG) era registrada. Os músculos foram avaliados por meio dos valores de *root mean square* (RMS) obtidos do sinal EMG, que após procedimentos específicos foram correlacionados com o tempo de resistência isométrica. Dessa correlação foram obtidos valores de *slope* que permitiram a identificação da fadiga muscular. Os resultados demonstraram diferenças significantes entre os níveis de fadiga gerados pelas contrações a 5% e 20% da CIVM nos músculos iliocotal direito, iliocostal esquerdo e multífido esquerdo. Por outro lado, diferenças significantes entre os níveis de fadiga de diferentes músculos localizados do mesmo lado da coluna lombar (iliocostal direito *versus* multífido direito / iliocostal esquerdo *versus* multífido esquerdo) ou entre os mesmos músculos, mas localizados no lado direito e esquerdo (iliocostal direito *versus* iliocostal esquerdo / multífido direito *versus* multífido esquerdo) não foram observadas. Com os resultados obtidos no presente estudo, informações importantes relacionadas ao comportamento de músculos lombares em situação de esforços submáximos são conhecidas. Esses resultados proporcionam parâmetros objetivos de resistência desses músculos que podem ser úteis para efeito de futuros planejamentos de treinamento ou reabilitação e ainda novos protocolos de pesquisa.

Palavras-chave: Coluna Vertebral; Eletromiografia; Fadiga Muscular.

¹Formação em Fisioterapia pela Universidade Católica Dom Bosco (UCDB) e Ciências da Motricidade pela Universidade Estadual Paulista (UNESP) Campus de Rio Claro (Área: Biomecânica). Docente lotado no Departamento de Ciências da Educação (DECED) da Universidade Federal de Rondônia (UNIR) Campus de Ariquemes, RO.

²Formação em Fisioterapia pela Universidade Metodista de Piracicaba (UNIMEP) e Biomecânica pela Universidade de São Paulo (USP). Docente lotado no Departamento de Educação Física da Universidade Estadual Paulista (UNESP) Campus de Rio Claro, SP.

Autor Correspondente: Fernando Sérgio Silva Barbosa. Universidade Federal de Rondônia (UNIR) Campus de Ariquemes. Avenida Tancredo Neves, 3450. Setor Institucional. Ariquemes, RO. CEP: 76.872-862. Telefone: (69) 3535-3563. E-mail: fernandossb@outlook.com

ANALYSIS OF THE ERECTOR SPINAE MUSCLE FATIGUE BY MEANS OF ELECTROMYOGRAPHIC SIGNAL AMPLITUDE DURING SUBMAXIMAL CONTRACTIONS PERFORMED IN SORENSEN'S TEST

Abstract

The *erector spinae* muscles fatigue has showed to be an important factor related to overload imposed to low back, resulting in lesions at passive tissues of this segment and, consequently, pain. In this way, protocols that allow the assessment of the behavior of low back muscles need testing. The present study evaluated the *iliocostalis* and *multifidus* muscles during the performance of isometric contractions at 5%, 10%, 15% and 20% of the maximal isometric voluntary contraction (MIVC) until exhaustion. 20 male and healthy volunteers, positioned in prone position, have participated of the study. They performed the isometric extension of the trunk in neutral position while the electromyographic (EMG) activity was recorded. The muscles were assessed by means of *root mean square value* (RMS) obtained of the EMG signal, that after specific procedures, it was correlated with the endurance time. From this correlation, it was obtained *slope* values that allowed the muscle fatigue identification. The results showed significant differences between fatigue levels caused by efforts of 5% and 20% of the MIVC in right and left *iliocostalis* and left *multifidus*. For other side, significant differences between different muscles of the same side of the spine (*right iliocostalis versus right multifidus / left iliocostalis and left multifidus*) were not found. Also were not found differences between right and left side muscles (*right iliocostalis versus left iliocostalis / right multifidus versus left multifidus*). With these results, important information related to low back muscles behavior in submaximal efforts situation was found. These results reveal objectives parameters of endurance in these muscles that can be useful in future for the planning of training or rehabilitation programs and new research protocols.

Keywords: Spine; Electromyography; Muscle Fatigue.

INTRODUÇÃO

A eletromiografia de superfície tem sido proposta como um importante instrumento de avaliação biomecânica da função muscular¹ e, particularmente o estudo da fadiga muscular tem recebido atenção especial em pesquisas desenvolvidas no sentido da prevenção e reabilitação de disfunções músculo-esqueléticas², assim como da melhora do desempenho durante a realização de atividades da vida diária (AVD), trabalho ou esporte³.

Alguns desses estudos têm sido direcionados à identificação da fadiga dos músculos da coluna vertebral, e em especial da coluna lombar^{1,2}, os quais têm mencionado o importante papel dos músculos eretores da espinha na manutenção da integridade física e funcional da coluna vertebral^{4,5} e, conseqüentemente, para a prevenção da dor lombar. Uma possível explicação para essa relação é que com a fadiga desses músculos, ocorre uma sobrecarga dos elementos passivos (cápsulas, ligamentos e discos intervertebrais) responsáveis pela estabilização da coluna vertebral⁶, ao serem superados os limites plásticos de deformação dessas estruturas a dor é originada.

Um estudo⁷ demonstrou, por exemplo, assimetria entre as áreas de secção transversa dos músculos multifídios lombares localizados do lado direito e esquerdo da coluna vertebral decorrentes de atrofia por desuso restrita apenas ao nível vertebral no qual o sintoma foi referido. Nesse caso, os músculos multifídios do mesmo lado dos sintomas apresentaram uma área de secção transversa significativamente menor que a dos músculos contralaterais. No entanto, pela compensação de outros músculos, essa alteração pode não ser percebida e atividades envolvendo a realização da extensão do tronco ao serem realizadas podem causar progressão das sobrecargas mencionadas anteriormente e lesões na coluna vertebral.

Nesse sentido, informações relacionadas com a atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos eretores da espinha durante a realização de testes de resistência isométrica tem sido comumente utilizadas^{2,7} para avaliar o estado funcional desses músculos.

Dentro desse contexto, a análise da amplitude do sinal EMG durante contrações isométricas representa uma possibilidade para a identificação da fadiga muscular. O aumento na amplitude da atividade elétrica do músculo, como

conseqüência de um progressivo recrutamento de unidades motoras adicionais e o aumento na taxa de disparo das unidades motoras já recrutadas para compensar àquelas já fadigadas, tem sido comumente observado durante contrações isométricas realizadas por um período de tempo específico ou até a exaustão⁸.

Na direção de um melhor entendimento do comportamento dos músculos eretores da espinha em situações de sobrecarga, o presente estudo avaliou a ativação e a fadiga dos músculos eretores da espinha durante a realização de um teste de extensão isométrica da coluna vertebral utilizando contrações submáximas mantidas até a exaustão.

Métodos

Voluntários

Participaram do presente estudo 20 voluntários do gênero masculino, saudáveis, sem história de dor lombar nas quatro semanas que antecederam o estudo⁹ e com as seguintes características demográficas: idade (21.10 ± 2.04 anos), altura (169.15 ± 27.11 cm), massa corpórea (77.10 ± 23.26 Kg) e dominância (destros $n= 16$ / sinistros $n= 4$).

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. O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa local.

Postura e Estação de Teste

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

O teste 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. 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 da carga tracionada 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).

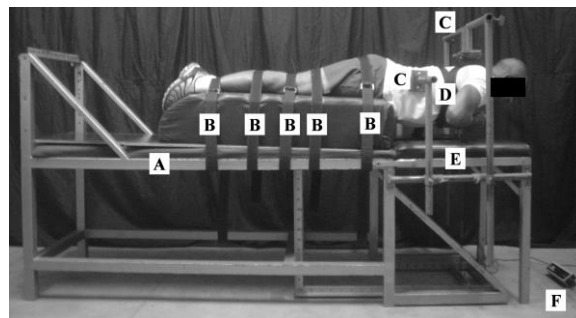


Figura 1 – Postura e estação de teste utilizada no estudo. A: mesa de teste, B: cintos de segurança; C: limitadores de movimento; D: colete; E: célula de carga; F: indicador digital.

Determinação da Contração Isométrica Voluntária Máxima (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 delas¹⁰. 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 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 carga a ser sustentada maior do que 1 Kg. O tempo que o voluntário foi capaz de manter a posição do teste até a exaustão foi denominado de tempo de resistência isométrica (TRI).

Eletromiografia

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 multifídeo no nível de L4-L5 deslocados 3 cm lateralmente^{11,12}. A distância intereletrodos 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 analógico-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 1000 Hz (Aqdados 4, Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda., São Paulo, SP, Brasil).

Tratamento dos Dados

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 obtidos valores de *root mean square* (RMS) de intervalos de tempo de 1 segundo de duração e a cada 0.5 segundo do TRI.

Os valores de RMS obtidos foram correlacionados com o tempo por meio da correlação linear de Pearson. O tempo de exaustão foi normalizado em 100% e os valores de RMS foram obtidos a cada 5% do tempo total. Dessa correlação foram obtidos os valores de *slope* que permitiram a identificação da fadiga muscular.

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 nível de fadiga gerado por cada uma das contrações submáximas (efeito da carga) foi obtido por meio dos *slopes* os quais foram comparados entre si utilizando o teste de Friedman. Um teste *post hoc* foi realizado quando necessário para identificar entre quais cargas as diferenças foram significantes.

A fadiga dos músculos iliocostal e multífido (efeito do nível vertebral) foi comparada por meio do teste de Mann-Whitney. O mesmo teste estatístico foi utilizado na comparação entre os músculos iliocostal direito e esquerdo assim como multífido direito e esquerdo (efeito da lateralidade). As análises estatísticas foram consideradas significantes com $p < 0,05$.

Resultados

O comportamento dos valores médios de RMS de todos os voluntários em função do TRI normalizado é apresentado na figura 2.

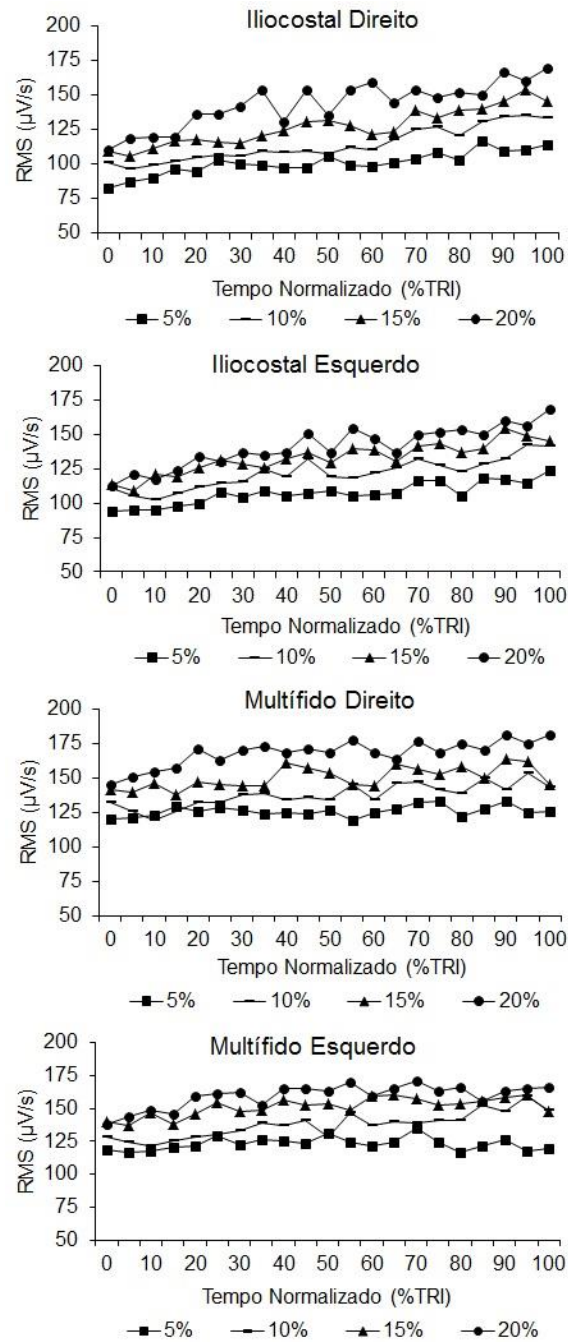


Figura 2 – Média dos valores de RMS (n= 20) obtidos dos músculos iliocostal direito, multifido direito, iliocostal esquerdo e multifido esquerdo durante contrações a 5%, 10%, 15% e 20% da CIVM.

Quando analisado o efeito das diferentes intensidades de contração realizadas por cada músculo, foram obtidas diferenças significantes entre os níveis de fadiga gerados pelas contrações a 5% e 20% da CIVM nos músculos iliocostal direito (0.01), iliocostal esquerdo (0.0009) e multifido esquerdo (0.003) (Figura 3).

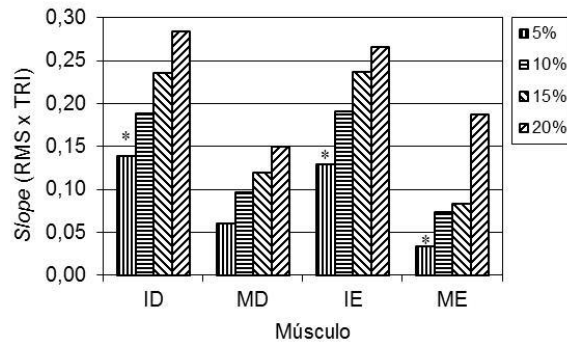


Figura 3 – Nível de fadiga induzido por intensidades de contração correspondentes a 5%, 10%, 15% e 20% da CIVM nos músculos iliocostal direito (ID), multífido direito (MD), iliocostal esquerdo (IE) e multífido esquerdo (ME). *Diferenças significantes em relação a 20% da CIVM.

Ao se analisar o efeito das intensidades de contração em cada um dos lados do tronco, verifica-se que os níveis de fadiga foram similares para os músculos iliocostal direito e multífido direito (Figura 4A) assim como para os músculos iliocostal esquerdo e multífido esquerdo (Figura 4B) em cada uma das intensidades de contração.

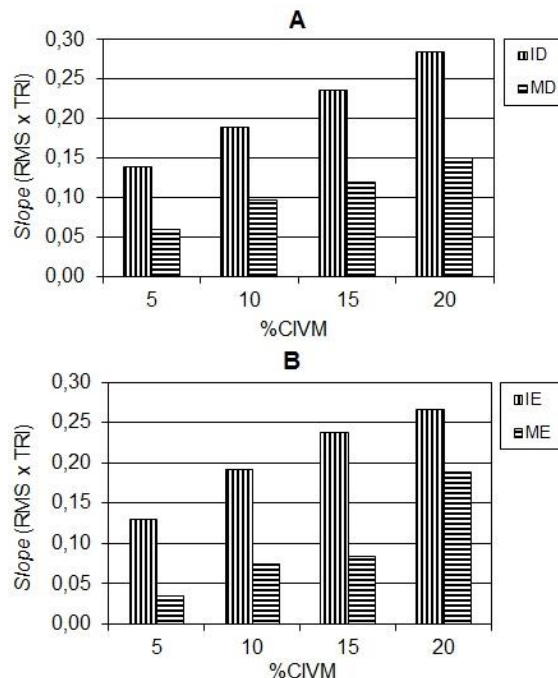


Figura 4 – Nível de fadiga dos músculos iliocostal direito (ID) e multífido direito (MD) (Figura 4A), iliocostal esquerdo (IE) e multífido esquerdo (ME) (Figura 4B) induzido por contrações realizadas a 5%, 10%, 15% e 20% da CIVM.

Na comparação dos níveis de fadiga de músculos localizados no lado direito e esquerdo da coluna vertebral, verifica-se a inexistência de diferenças significantes tanto para o músculo iliocostal como para o músculo multífido independente da intensidade de carga (Figuras 5A e 5B).

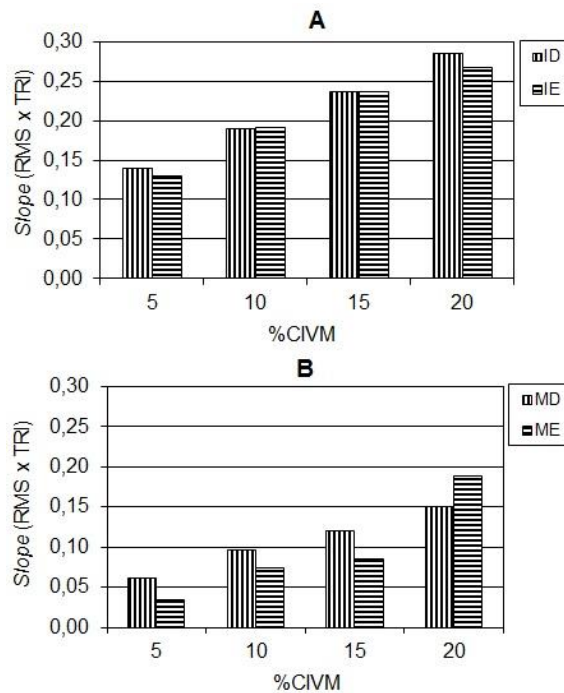


Figura 5 – Nível de fadiga dos músculos iliocostal direito (ID) e iliocostal esquerdo (IE) (Figura 5A), multífido direito (MD) e multífido esquerdo (ME) (Figura 5B) induzido por contrações a 5%, 10%, 15% e 20% da CIVM.

Discussão

Diferentes posturas têm sido propostas para avaliar a fadiga dos músculos da coluna lombar. Biering-Sorensen¹³ propôs um teste destinado a avaliar a resistência isométrica dos músculos eretores da espinha no qual o voluntário é posicionado em decúbito ventral, os membros inferiores e a pelve são fixados à mesa de teste e os membros inferiores são cruzados em frente ao tórax com as mãos tocando o ombro contralateral. O voluntário realiza a extensão isométrica da coluna vertebral mantendo o tronco suspenso em posição neutra. Esse teste foi denominado de teste de Sorensen, e originalmente, apenas o TRI, tempo o qual o voluntário é capaz de manter a postura do teste, era avaliado, e a partir do mesmo,

inferências eram realizadas a respeito do estado funcional dos músculos eretores da espinha.

Por esse mesmo autor e outros, o teste de Sorensen foi utilizado para a predição de dor lombar. Biering-Sorensen¹³ demonstrou voluntários do gênero masculino sem história de dor lombar apresentaram um TRI de 198 segundos, enquanto voluntários sem dor lombar no momento do teste, porém com história prévia deste sintoma apresentaram um TRI de 176 segundos. Utilizando esse mesmo teste, Alaranta, Luoto, Heliövaara e Hurri¹⁴ demonstraram que voluntários do gênero masculino ou feminino com TRI inferior a 58 segundos foram três vezes mais propensos a desenvolver dor lombar após o período de um ano do que voluntários com TRI superior a 104 segundos. Finalmente, a validade discriminativa do teste de Sorensen foi avaliada por Hultman, Nordin, Saraste e Ohlsèn os quais encontraram um TRI de 85±41 segundos em pacientes portadores de dor lombar e de 150±49 segundos naqueles sem história prévia de dor lombar.

No presente estudo, nos menores esforços (5% da CIVM) o TRI foi de 134±42 segundos, apenas pouco abaixo dos valores anteriores, sugerindo que se a extensão fosse realizadas utilizando apenas a massa do tronco como resistência este tempo provavelmente fosse similar ao destes estudos. De fato, no presente estudo nenhum dos voluntários possuía história de dor lombar.

Contudo, variáveis como o TRI e força muscular, denominadas de parâmetros mecânicos da função muscular¹⁶, são consideravelmente influenciadas por fatores subjetivos não relacionados com a fadiga muscular, como disposição, medo e dor. Por esse motivo, a análise EMG do estado funcional dos músculos eretores da espinha foi introduzida em estudos^{17,18} nos quais a postura proposta por Biering-Sorensen¹³ fez parte do protocolo experimental.

No presente estudo, em todas as intensidades de contração foi observada a elevação da atividade EMG em função do tempo, indicando deste modo a ocorrência da fadiga muscular. Em um estudo similar, mesmo com intensidade de contração superiores às utilizadas neste estudo (entre 20% e 40% da CIVM)⁸, a atividade EMG dos mesmos níveis vertebrais demonstrou um decréscimo em função do tempo.

Esses resultados contraditórios podem ser explicados por particularidades relacionadas com o protocolo experimental. Por exemplo, em estudos desse tipo, o controle da postura e de movimentos compensatórios da coluna vertebral durante a

realização das contrações musculares não são comumente considerados. Esses movimentos compensatórios possibilitam a transferência de momento para outros músculos da coluna vertebral ou músculos dos membros inferiores^{6,19,20}, alterando desse modo o padrão de ativação dos músculos avaliados.

Com relação às intensidades de contração, padrões diferentes de fadiga foram observados entre 5% e 20% da CIVM, com maiores valores de *slope* para as contrações realizadas a 20% da CIVM. Contudo, as contrações intermediárias, produziram um padrão de fadiga similar aos obtidos com cargas de 5% e 20% da CIVM, sugerindo que em programas de treinamento ou reabilitação após o início dos mesmos utilizando apenas a massa do tronco como resistência ou esforço correspondente a 5% da CIVM, a progressão deverá evoluir diretamente para os 20% da CIVM, tendo em vista as cargas intermediárias não promoverem diferenças significativas nas presentes condições experimentais.

No tocante a comparação dos níveis de fadiga entre músculos localizados em diferentes níveis vertebrais, como os músculos iliocostal e multífido, o presente estudo constata uma similaridade na capacidade de resistência dos mesmos, resultados estes já encontrados em estudo prévios²¹, confirmando assim estudos histológicos que demonstraram a mesma composição quanto ao tipo de fibra muscular predominante nestes músculos²².

Por outro lado, a comparação entre os músculos localizados no lado direito e esquerdo da coluna lombar, revelou um resultado contraditório aos obtidos por Hoyt, Hunt, Pauw, Bard, Passias et al.²³ e Cram e Steger²⁴ nos quais diferenças nos níveis de fadiga de músculos contralaterais à dominância dos voluntários foram encontradas. Do mesmo modo, Merletti, De Luca e Sathyan²⁵ demonstraram que o predomínio de tarefas motoras realizadas com o membro superior dominante é capaz de induzir a um efeito de treinamento nos músculos contralaterais a dominância. Entretanto, no presente estudo, os níveis de fadiga similares em músculos localizados do lado direito e esquerdo da coluna lombar, permitem mais uma vez destacar o controle postural proporcionado pela estação de teste utilizada, isolando deste modo o movimento a ser realizado durante as contrações submáximas, o que usualmente não é observado em estudos semelhantes ao do presente estudo.

Conclusão

O entendimento do TRI e o do comportamento neuromuscular dos músculos da coluna lombar demonstram ser um caminho para a prevenção e reabilitação de lombalgias. Com os resultados obtidos no presente estudo, informações importantes são evidenciadas quando os músculos iliocostal e multífido são exigidos isometricamente em diferentes intensidades de contração, verificando que intensidades de contração de 5% e 20% da CIVM foram capazes de induzir a um nível de fadiga diferente bilateralmente com contrações intermediárias a estes valores produzindo níveis de fadiga similares.

Esses resultados nos proporcionam parâmetros objetivos de resistência desses músculos que podem ser úteis para efeito de futuros planejamentos de treinamento ou reabilitação. Dentro desse prisma, recomenda-se a reprodução do presente protocolo experimental em pesquisas que verifiquem os efeitos de de contrações em intensidades diferentes das que foram nesse momento utilizadas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. 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.
2. 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.
3. Oliveira ACS, Cardozo AC, Barbosa FSS, Gonçalves M. Electromyographic fatigue threshold of the biceps brachii: the effect of endurance time. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 2007;47(1):37-42.
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. Clark BC, Manini TM, Mayer JM, Ploutz-Snyder LL, Graves JE. Electromyographic activity of the lumbar and hip extensors during dynamic trunk extension exercise. *Arch Phys Med Rehabil* 2002;83(11):1547-52.
7. Heydari A, Nargol AVF, Jones APC, Humphrey AR, Greenough CG. EMG analysis of lumbar paraspinal muscles as a predictor of the risk of low back pain. *Eur Spine J* 2010;19(7):1145-52.
8. Seidel H, Beyer H, Bräuer D. Electromyographic evaluation of back muscle fatigue with repeated sustained contractions of different strengths. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1987;56(5):592-602.
9. 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.
10. Billeter R, Hoppeler H. In: Komi P. *Strength and power in sport*. Oxford: Blackwell Scientific Publications; 1992. p. 39-63.
11. De Foa JL, Forrest W, Biedermann HJ. Muscle fibre direction of longissimus, iliocostalis and multifidus: landmark-derived reference lines. *J Anat* 1989;163:243-7.

12. 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 Occup Physiol* 1994;69(4):361-6.
13. Biering-Sorensen F. Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine* 1984;9(2):106-19.
14. 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.
15. Hultman G, Nordin M, Saraste H, Ohlsèn H. Body composition, endurance, strength, cross-sectional area, and density of MM erector spinae in men with and without low back pain. *J Spinal Disord* 1993;6(2):114-23.
16. Barbosa FSS, Gonçalves M. Protocolo para a identificação da fadiga dos músculos eretores da espinha por meio da dinamometria e da eletromiografia. *Fisiot Mov* 2005;18(4):77-87.
17. Coleman JL, Straker LM, Campbell A, Izumi H, Smith A. Biering-Sorensen test performance of Japanese young males: comparison with other ethnicities and relationship to electromyography, near-infrared spectroscopy and exertion ratings. *Ergonomics* 2011;54(7):636-55.
18. Demoulin C, Vanderthommen M, Duysens C, Crielaard M. Spinal muscle evaluation using the Sorensen test: a critical appraisal of the literature. *Joint Bone Spine* 2006;73(1):43-50.
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. Decker M, Krong J, Peterson D, Anstett T, Torry M, Giphart E, et al. Deep hip muscle activation during squat exercise (Paper/Conference). 2009 ASB Annual Meeting of the American Society of Biomechanics. Pennsylvania: 2009, p. 943.
21. Ng JK-F, Richardson CA, Jull GA. Electromyographic amplitude and frequency changes in the iliocostalis lumborum and multifidus muscles during a trunk holding test. *Phys Ther* 1997;77(9):954-960.
22. Thorstensson A, Carlson H. Fibre types in human lumbar back muscles. *Acta Physiol Scand* 1987;131(2):195-202.
23. Hoyt WH, Hunt HH, Pauw MA, Bard D, Shaffer F, Passias JN et a. Electromyographic assessment of chronic low back pain syndrome. *J Am Osteopath Assoc* 1981;80(11):57-9.

24. Cram JR, Steger JC. EMG scanning in the diagnosis of chronic pain. *Biofeedback Self Reg* 1983;8(2):229-41.
25. Merletti R, De Luca CJ, Sathyan D. Electrically evoked myoelectric signals in back muscles: effect of side dominance. *J Appl Physiol* 1994;77(5):2104-14.