



Comparação da Fadiga Eletromiográfica dos Músculos Paraespinais e da Cinemática Angular da Coluna entre Indivíduos com e sem Dor Lombar

Comparison of Electromyographic Fatigue of Erector Spinae Muscles and Angular Kinematic of Spine between Individuals with and without Low Back Pain

Marcio Massao Kawano^{1,4}
 Roger Burgo de Souza²
 Beatriz Ito Ramos de Oliveira³
 Maryela Oliveira Menacho^{1,3,4}
 Ana Paula Rossetto Garcia Cardoso⁵
 Fabio Yuzo Nakamura^{1,6}
 Jefferson Rosa Cardoso^{1,2,4}

1. Programa de Pós-Graduação Associado, Mestrado em Educação Física, Universidade Estadual de Londrina, PR.
2. Departamento de Fisioterapia, Universidade Estadual de Londrina, PR.
3. Iniciação Científica do Curso de Fisioterapia, Universidade Estadual de Londrina, PR.
4. Laboratório de Pesquisa em Eletromiografia Cinesiológica, Centro de Ciências da Saúde, Universidade Estadual de Londrina, PR.
5. Equilíbrio Clínica de Fisioterapia e Ergonomia, Londrina, PR.
6. Centro de Educação Física e Esporte, Departamento de Educação Física, Universidade Estadual de Londrina, PR.

Endereço para correspondência:

Hospital Universitário Regional Norte do Paraná – Departamento de Fisioterapia – Av. Robert Kock 60, Londrina – PR – CEP 86038-440 – Fone (43) 3371.2649 – Fax (43) 3371.2459

Email: jeffcar@uel.br

Submetido em 11/07/2007
 Versão final recebida em 13/01/2008
 Aceito em 17/12/2007

RESUMO

Indivíduos com dor lombar têm redução na força e na resistência dos músculos paraespinais. A avaliação da fadiga e da resistência dos músculos paraespinais é importante, uma vez que tem sido reportado que indivíduos com lombalgia desenvolvem um déficit no condicionamento físico que influencia na força e na função do tronco. Além disso, ainda é incerto a relação da fadiga dos paraespinais e o ângulo de flexão anterior de tronco. Os objetivos deste estudo foram comparar a fadiga em indivíduos com e sem dor lombar e correlacionar a fadiga com o ângulo de flexão anterior de tronco. O grupo lombalgia foi composto por dez indivíduos com diagnóstico médico exclusivo de lombalgia. O grupo controle foi composto por dez indivíduos que possuíam características físicas semelhantes. Inicialmente avaliou-se a flexão anterior de tronco dos indivíduos pelo método angular de *Whistance*. A fadiga dos músculos paraespinais foi avaliada nas alturas de L1 e L5 por meio da eletromiografia de superfície em duas cargas: 50 e 75% da contração isométrica voluntária máxima. Os resultados do estudo indicaram que o grupo lombalgia apresentou menor força durante os testes de contração isométrica voluntária máxima ($P < 0,004$). Embora o grupo lombalgia tenha apresentado maior valor de fadiga, não houve diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos para as alturas de L1 e L5 nas duas cargas. As correlações entre a fadiga e o ângulo de flexão anterior de tronco mostraram-se de fracas a moderadas (valores entre $r = -0,58$ a $0,51$). Estes achados indicam que ambos os grupos fadigam, entretanto o grupo lombalgia apresentou maior fadiga. Além disso, não se pode prever a fadiga por meio do ângulo de flexão anterior de tronco.

Palavras-chave: eletromiografia, análise espectral, fadiga, dor lombar.

ABSTRACT

Subjects with low back pain have reduction in strength and endurance of the erector spinae muscles. The assessment of the fatigue and the endurance of these muscles is important, once it has been reported that individuals with low back pain develop a deficit in physical conditioning which influences on trunk strength and function. Moreover, the relationship between back muscles fatigue and trunk forward flexion is still unclear. The aims of this study were to compare fatigue between individuals with and without low back pain and to correlate the muscles fatigue with the angle of trunk forward flexion. The low back pain group consisted of ten low back pain subjects. The control group was composed by ten subjects with similar physical characteristics and without low back pain. Initially, the trunk forward flexion was evaluated with the *Whistance* angular method. The erector spinae fatigue was assessed at L1 and L5 by surface electromyography on two loads: 50 and 75% of maximal voluntary isometric contraction. The results indicated that the low back pain group presented a lower strength output during maximal voluntary isometric contraction ($P < 0.004$). Although the low back pain group has presented greater values of fatigue, there is no statistically significant difference between groups at L1 and L5. The correlation between muscles fatigue and trunk forward flexion angle have shown poor to moderate values (between $r = -0.58$ to 0.51). The results suggest that both groups present fatigue, however the low back pain group presented greater values. Moreover, it is not possible to predict fatigue by analysis of the trunk forward flexion angle.

Keywords: electromyography, spectral analysis, fatigue, low back pain.

INTRODUÇÃO

Um complexo sistema neuromuscular que envolvem elementos passivos e ativos é responsável pela realização das atividades laborais, esportivas e recreacionais. O componente ativo, músculos paraespinhais da coluna vertebral, asseguram o posicionamento correto do tronco na posição ereta e agem como sinergistas para os movimentos dos segmentos corporais⁽¹⁻³⁾.

Quando há déficit no desempenho deste grupo muscular, ocorre a instabilidade da coluna⁽⁴⁻⁵⁾. Isto resulta em frouxidão ligamentar, alteração no controle muscular, dor e predispõe a fadiga muscular⁽⁶⁻⁷⁾. A fadiga muscular é definida como falha ou diminuição da força durante atividades de sustentação ou repetição⁽⁸⁾. Quando um músculo do tronco fadiga durante determinada atividade, ocorrerá um desempenho inadequado do movimento, por isso a avaliação da mesma é importante⁽⁹⁻¹⁰⁾. Indivíduos com lombalgia têm menos resistência durante contrações isométricas e, conseqüentemente, menos força^(4,11).

A eletromiografia de superfície (EMG) é amplamente utilizada para avaliação da fadiga muscular e tem importância prática na avaliação e tratamento de déficits associados com a lombalgia⁽¹¹⁻¹²⁾. A EMG permite obter por meio da análise espectral dos sinais eletromiográficos a frequência mediana (FM)^(7,9,11-12). O declínio da FM durante contrações fatigantes é considerado como medida objetiva do processo de fadiga muscular^(4,7). Alguns estudos verificaram a análise espectral dos músculos paraespinhais em indivíduos com e sem dor lombar em posturas estáticas e dinâmicas^(10,12,14,15). Estes estudos avaliam a fadiga dos músculos na posição ortostática ou em prono ao invés da posição sentada que é comum em atividades ocupacionais, tem melhor fixação da pele, menos compensações e simula situações do cotidiano⁽¹⁶⁾.

As lombalgias estão diretamente associadas à falta de mobilidade no quadril e à baixa flexibilidade nos músculos isquiotibiais⁽¹⁷⁾. Portanto, a avaliação da flexão anterior de tronco torna-se um instrumento valioso, uma vez que esta possibilita verificar a mobilidade da coluna lombar e do quadril. O método angular de *Whistance*⁽¹⁸⁾ destaca-se por utilizar o trocânter maior do fêmur e a espinha íliaca ântero-superior como referências, o que permite quantificar a mobilidade da pelve. O ângulo de *Whistance* pode ser mensurado pela análise cinemática angular, técnica que mensura os parâmetros cinemáticos do movimento, ou seja, a posição, orientação, velocidade e aceleração⁽¹⁹⁾. As fotografias fornecem um registro para posterior estudo e interpretação⁽²⁰⁾. Além disso, ainda é incerto se há relação da fadiga dos paraespinhais e o ângulo de flexão anterior do tronco.

Desse modo, este estudo teve como objetivos, (1) verificar o comportamento da fadiga dos músculos paraespinhais dos indivíduos com lombalgia crônica, (2) compará-los com indivíduos assintomáticos na posição sentada por meio da EMG e (3) correlacionar o ângulo de flexão anterior do tronco com a fadiga dos músculos paraespinhais.

MÉTODOS

Sujeitos

Participaram do estudo 20 indivíduos do gênero masculino com idade entre 20 e 45 anos que foram divididos em dois grupos: 1 - com lombalgia (n = 10) e o 2 - sem lombalgia (n = 10). Os participantes do grupo 1 possuíam diagnóstico médico e exclusivo de lombalgia crônica (presente pelo menos um período do dia, no mínimo há três meses, caracterizado como episódio único ou múltiplo) constituíram o grupo lombalgia. Como critério de exclusão, nenhum dos participantes poderiam estar utilizando medicamento específico para a dor lombar, ter sido submetido à cirurgia da coluna, ter sintomas de raiz nervosa (dor abaixo do joelho), espondilolistese, estenose de canal

medular, doenças inflamatórias e câncer. O grupo 2 foi formado por dez participantes com características físicas similares, livres de sintomas e recrutados por conveniência.

Na Tabela 1 constam os dados antropométricos dos indivíduos dos dois grupos. No dia que antecedeu os testes, todos os participantes compareceram ao local de coleta para familiarização com o local, instrumentos, procedimentos e receberam orientações para a não realização de atividades físicas extenuantes. Todo o protocolo da pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética local (CEP 039/04) e todos os participantes foram informados, concordaram e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido. O estudo foi realizado no Laboratório de Pesquisa em Eletromiografia Cinesiológica do Hospital Universitário da instituição. Todos os participantes foram entrevistados sob a condição lombar e na seqüência, assinalaram a intensidade de dor lombar por meio da escala visual análoga (EVA) antes e após todo o procedimento. Somente o grupo lombalgia respondeu o questionário "Roland-Morris" de funcionalidade validado para língua portuguesa (Brasil) que vai de 0 a 24 pontos, na qual "0" representa nenhuma e "24" grande incapacidade funcional⁽²²⁾.

Tabela 1. Dados antropométricos dos indivíduos do grupo controle e lombalgia.

| | Grupo lombalgia \bar{x} (DP) | Grupo controle \bar{x} (DP) | P |
|------------------------------------|-----------------------------------|----------------------------------|------|
| Idade (anos) | 32,7 (8,8) | 32,3 (8,1) | 0,91 |
| Massa Corpórea (kg) | 72,3 (10,1) | 74,9 (5,5) | 0,49 |
| Estatura (cm) | 176,1 (5,9) | 173,8 (4,1) | 0,32 |
| IMC (kg/m ²) | 22,7 (3,3) | 24,8 (2,1) | 0,11 |
| Roland-Morris | 6 (3,6) | — | — |
| Ângulo de <i>Whistance</i> (graus) | 73,3° (9,9°) | 91,1° (9,7°) | 0,09 |

\bar{x} = média; DP = desvio padrão; IMC = índice de massa corpórea.

PROCEDIMENTOS

Análise cinemática angular

Foi utilizado um estúdio adaptado para a realização deste procedimento. Uma câmera digital (*Olympus D595 – 5.0 megapixel*) foi acoplada em um tripé a 180 cm de distância dos sujeitos, com uma altura de 80 cm do solo. O eixo óptico permaneceu perpendicular ao plano sagital dos sujeitos, sempre focado na pelve dos sujeitos e, um nívelômetro, foi utilizado para adequar a posição da câmera nos planos frontal e sagital. A câmera focava todo o campo de visão dos sujeitos e sem o uso de zoom. Todos os procedimentos foram cuidadosamente preparados para evitar erros de paralaxe. A temperatura ambiente foi controlada com uma média de 24°C (±2).

As seguintes referências anatômicas foram localizadas por meio da palpação: processo espinhoso da sétima vértebra cervical (C7), espinha íliaca ântero-superior e trocânter maior do fêmur. Em seguida, os marcadores superficiais refletivos foram fixados com fita dupla face. Os procedimentos de palpação e fixação foram realizados por apenas um avaliador.

O ângulo de flexão anterior de tronco foi mensurado por meio do método de *Whistance*^(18,22). Este método consiste na mensuração do ângulo que se forma entre o prolongamento da linha que passa pela espinha íliaca ântero-superior e trocânter maior e a linha entre C7 e espinha íliaca ântero-superior (Figura 1). De cada indivíduo obteve-se o registro de duas imagens. Inicialmente, os sujeitos foram instruídos a

manterem-se em posição ortostática de forma que não houvesse correção da postura. Nesta posição, obteve-se a primeira foto. Em seguida, foi solicitado o movimento de flexão anterior máxima do tronco, sem que houvesse flexão dos joelhos e a extensão da cervical, para que a segunda imagem fosse registrada. O limite estipulado para o alcance máximo foi a percepção de cada sujeito da tensão nos músculos isquiotibiais. Não foi permitida a realização de exercícios de alongamento ou aquecimento no dia da coleta fato este que poderia superestimar a flexão do tronco entre os sujeitos. As imagens após serem registradas foram transferidas para um computador Pentium IV (2.00GHz).

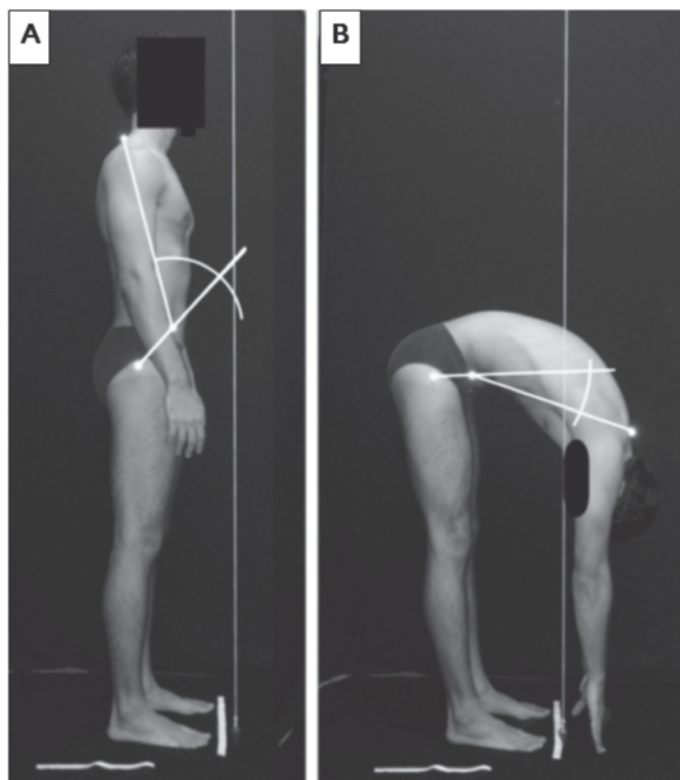


Figura 1. Método angular de *Whistance*: (A) – Posição inicial em ortostatismo. (B) – Posição final em flexão anterior máxima de tronco.

Para a mensuração do ângulo, utilizou-se o programa AutoCAD® 2000. O ângulo de *Whistance* foi determinado a partir da subtração dos valores da flexão máxima do tronco pelos valores da postura em ortostatismo⁽¹⁹⁾.

Eletromiografia

Para obtenção dos sinais eletromiográficos foi utilizado um eletromiógrafo de superfície com dezesseis canais (EMG System do Brasil, São José dos Campos – SP, Ltda.®) composto por um conversor A-D (analógico-digital) de doze *bits* de resolução e com faixa de entrada de -5 a +5 volts. Cada canal é acoplado a dois eletrodos ativos e um de referência. Os eletrodos circulares de prata/cloreto de prata (Ag/AgCl) (Medtrace® 200 – Kendall, Canadá) foram conectados a um pré-amplificador de alta impedância (1.0×10^{12} Ohm), com ganho de 20x, razão de rejeição do modo comum maior que 100 dB. Os sinais foram ajustados para 1000 amostras por segundo e o filtro numa frequência de passagem de 20 a 450 Hz.

Uma célula de carga (Alfa Instrumentos, São Paulo – SP, Ltda.®) foi fixada em um colete (vestido pelo paciente) e a outra extremidade à parede para quantificar a carga máxima e dos testes. Para o posicionamento sentado dos indivíduos durante os testes utilizou-se uma cadeira extensora (Sport Fitness, Maringá – PR, Ltda). Além disso, para

o posicionamento adequado da articulação do quadril em 120° de flexão, utilizou-se um goniômetro universal.

Os voluntários permaneceram sentados enquanto os músculos foram localizados por meio da palpação, precedido por tricotomia e limpeza do local para diminuir a impedância da pele. Os eletrodos ativos foram colocados sobre a região dos músculos paraespinhais na altura da primeira (L1D e L1E) e da quinta vértebra lombar (L5D e L1E) do lado direito e esquerdo, sobre os músculos longuíssimo do dorso e multifídios, respectivamente⁽⁴⁾. A distância centro-a-centro dos eletrodos foi de dois centímetros paralelos a fibras musculares e do centro dos eletrodos até o centro do processo espinhoso foi de três centímetros. O eletrodo de referência foi colocado no punho direito. Todos os procedimentos de colocação dos eletrodos seguiram as recomendação *SENIAM (Surface-EMG for the Non Invasive Assessment of Muscle)*⁽²³⁾ no intuito de se normalizar o estudo, evitar *crossstalk* e possíveis erros.

O posicionamento para a obtenção da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) e dos testes de fadiga foi o mesmo (Figura 2). O participante permaneceu na posição sentada na cadeira extensora com a pelve devidamente fixada por um cinto, com o quadril a 120° de flexão. Nesta posição, os voluntários foram instruídos a vestir um colete ajustável acoplado a célula de carga. Para se determinar a CIVM três tentativas foram realizadas. Solicitou-se ao sujeito que realizasse a extensão do tronco contra a resistência da célula de carga durante cinco segundos, com intervalo de cinco minutos de repouso entre uma tentativa e outra. Durante os testes de CIVM os participantes receberam incentivos motivacionais. Padronizou-se como CIVM o maior valor entre as três tentativas. Em seguida, por meio de sorteio determinou-se à ordem da realização dos testes nas cargas propostas no estudo: 50% e 75% da CIVM.

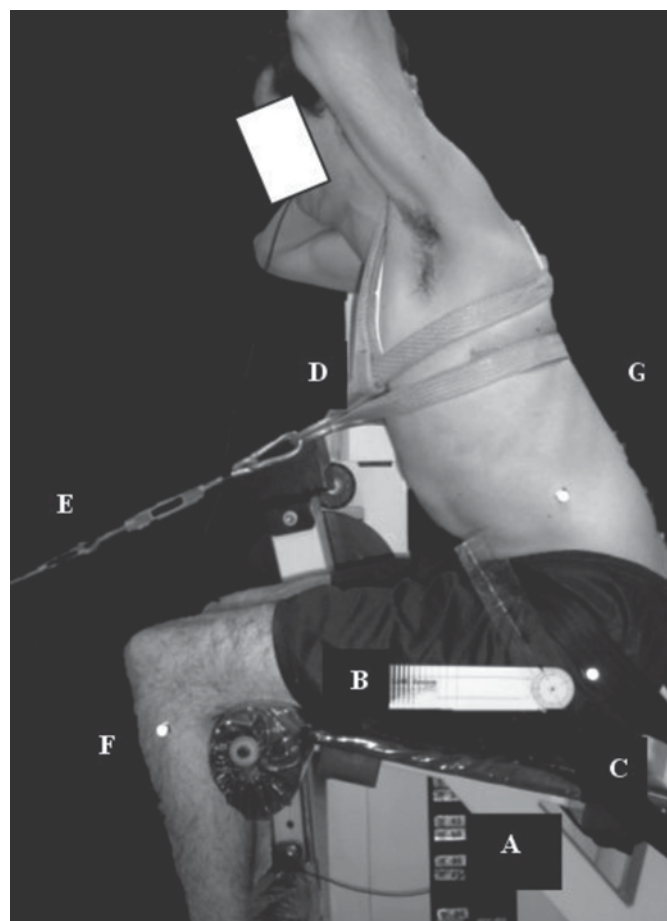


Figura 2. Posicionamento do participante na cadeira extensora durante o teste de fadiga e a CIVM.

(A) – cadeira de teste; (B) – goniômetro; (C) – cintos; (D) – colete; (E) – cabo acoplado à célula de carga; (F) – marcadores reflexivos; (G) – eletrodos de superfície.

Após os procedimentos para se determinar a CIVM, determinou-se a carga individualizada para cada sujeito que correspondessem a 50 e 75% da CIVM. Um intervalo de dez minutos entre a CIVM e o início dos testes foi estipulado como padrão. Após o repouso, com o indivíduo devidamente posicionado, os testes de fadiga foram realizados. Estes testes consistiram de dois exercícios de extensão de tronco, um a 50% e o outro a 75% da CIVM, intervaladas por dez minutos entre elas. No primeiro teste, o participante foi instruído a fazer a extensão de tronco por 30 segundos, contra a resistência da célula de carga (na primeira carga determinada por sorteio). Para este procedimento, um monitor foi posicionado a frente dos participantes para fácil visualização da carga a ser exercida, além disso, incentivos verbais foram dados para manter a carga determinada. Após dez minutos de repouso, o segundo teste com a respectiva carga foi executado com os mesmos procedimentos. Adotou-se como critério para o encerramento do teste, a incapacidade de manter em no máximo 10% abaixo da carga teste.

Análise dos sinais eletromiográficos

Após as coletas, os dados foram analisados pelo programa de aquisição de dados (AqDados, 5.0) e no programa *AcqKnowledge* 3.7.1. Os dados foram processados pelo algoritmo da Transformada Rápida de *Fourier* para determinar a fadiga muscular. A análise eletromiográfica da fadiga foi realizada por meio da frequência mediana (FM) do espectro da potência, calculado para cada 2,5 segundos de intervalo registrado. A FM foi definida como a frequência na qual divide o espectro de potência em duas regiões simétricas⁽¹²⁾. Utilizou-se a regressão linear simples para determinar a taxa de mudança da FM em função do tempo ($t = 0$ até $t = 30$ s). Para isto obteve-se o *slope* (coeficiente angular da reta) de cada um dos quatro músculos nas diferentes cargas. Os *slopes* (Hz/s) quando negativos evidenciam a ocorrência de fadiga muscular.

Análise estatística

Inicialmente as variáveis antropométricas e o ângulo de *Whistance* de ambos os grupos foram testadas quanto à distribuição de normalidade. Por assumirem os pressupostos necessários são apresentadas por média (\bar{x}) e desvio padrão (DP). Para verificar diferenças nos dados antropométricos dos dois grupos utilizou-se o teste *t* para amostras independentes. Para verificar diferenças dos *slopes* entre os músculos foi utilizado o teste de análise de variância de medidas repetidas. A altura e o lado dos músculos foram considerados como fatores *within-subject*. Quando comparado os indivíduos com e sem lombalgia considerou-se como os fatores *between-subject*. Foi aplicado o teste de esfericidade de *Mauchly W.* e, quando este foi violado, correções técnicas foram realizadas utilizando-se o teste de *Huynh-Feldt*. Caso o teste *F* fosse significativo, a análise pelo teste de comparações múltiplas de *Bonferroni* seria usado. Para a correlação entre o ângulo de *Whistance* e os *slopes* que representam a taxa de fadiga, foi utilizado o coeficiente de correlação *Spearman*, pois os resultados dos *slopes* não assumiram os pressupostos de normalidade. A significância estatística foi estipulada em 5% ($P < 0,05$). Para as análises dos dados foi utilizado o programa SPSS (*Statistical Package for Social Sciences*, versão 11.5).

RESULTADOS

Todos os 20 participantes conseguiram completar os testes. A média da carga durante a contração isométrica voluntária máxima do grupo lombalgia foi de 46,9 kgf (DP = 30,8). O grupo controle obteve

uma média maior ($\bar{x} = 77,6$ kgf; DP = 32,9) com diferença estatisticamente significativa ($P = 0,004$).

Todos os integrantes do grupo controle não relataram queixa de dor e assim, obtiveram valores da escala visual análoga inicial e final de zero. O grupo lombalgia apresentou uma média na EVA inicial de 3,4 (DP = 1,9) e EVA final de 3,0 (DP = 2,4); ($P = 0,67$).

Na Tabela 2 constam os valores dos *slopes* que representam o decréscimo da frequência mediana ao longo do tempo tanto a 50% como para 75% da CIVM. Quando comparados os valores entre os grupos, entre os lados e entre os músculos na altura de L1 e L5, não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes ($P > 0,05$). Os valores da correlação entre o ângulo de *Whistance* e a fadiga nos segmentos L1 e L5 direito e esquerdo, a 50% e 75% são apresentados na Tabela 3 (valores entre $r = -0,58$ a 0,51).

A Figura 3 apresenta o comportamento da frequência mediana a 50% e 75% ao longo dos testes para ambos os grupos. As retas de regressão linear apresentaram-se negativas e, portanto, indicam fadiga muscular.

Tabela 2. Média e erro padrão da média dos *slopes* para ambos os grupos (Hz/s) a 50 e a 75% da CIVM.

| | Grupo Lombalgia (n = 10) \bar{x} (EPM) | Grupo Controle (n = 10) \bar{x} (EPM) | Intervalo de Confiança 95% |
|---------|--|---|----------------------------|
| L1D 50% | -2,11 (0,97) | -0,30 (0,19) | [-2,31; -0,10] |
| L1E 50% | -1,66 (0,74) | -0,86 (0,30) | [-2,10; -0,43] |
| L5D 50% | -1,17 (0,37) | -0,52 (0,15) | [-1,29; -0,40] |
| L5E 50% | -1,72 (1,21) | -0,53 (0,19) | [-2,41; 0,15] |
| L1D 75% | -0,98 (0,56) | -0,35 (0,32) | [-1,35; 0,01] |
| L1E 75% | -1,10 (0,50) | -0,42 (0,11) | [-1,31; -0,21] |
| L5D 75% | -1,96 (0,48) | -0,62 (0,34) | [-1,98; -0,60] |
| L5E 75% | -1,91 (0,98) | -0,37 (0,36) | [-2,28; -0,01] |

Teste *F* = 0,395; $P > 0,05$.

\bar{x} = média; EPM = erro padrão da média;

L1 = altura da primeira vértebra lombar; L5 = altura da quinta vértebra lombar;

D = lado direito; E = lado esquerdo.

Tabela 3. Valores da correlação (*r*) entre o ângulo de *Whistance* e a fadiga.

| | Grupo Lombalgia (n = 10) | | Grupo Controle (n = 10) | |
|-------------|-----------------------------|-------------|----------------------------|-------------|
| | 50% da CIVM | 75% da CIVM | 50% da CIVM | 75% da CIVM |
| L1 Direita | 0,26 | -0,18 | 0,12 | -0,12 |
| L1 Esquerda | -0,06 | -0,58 | 0,04 | 0,11 |
| L5 Direita | -0,49 | -0,18 | 0,50 | -0,18 |
| L5 Esquerda | 0,51 | -0,44 | 0,15 | 0,20 |

L1 = altura da primeira vértebra lombar; L5 = altura da quinta vértebra lombar;
CIVM = contração isométrica voluntária máxima.

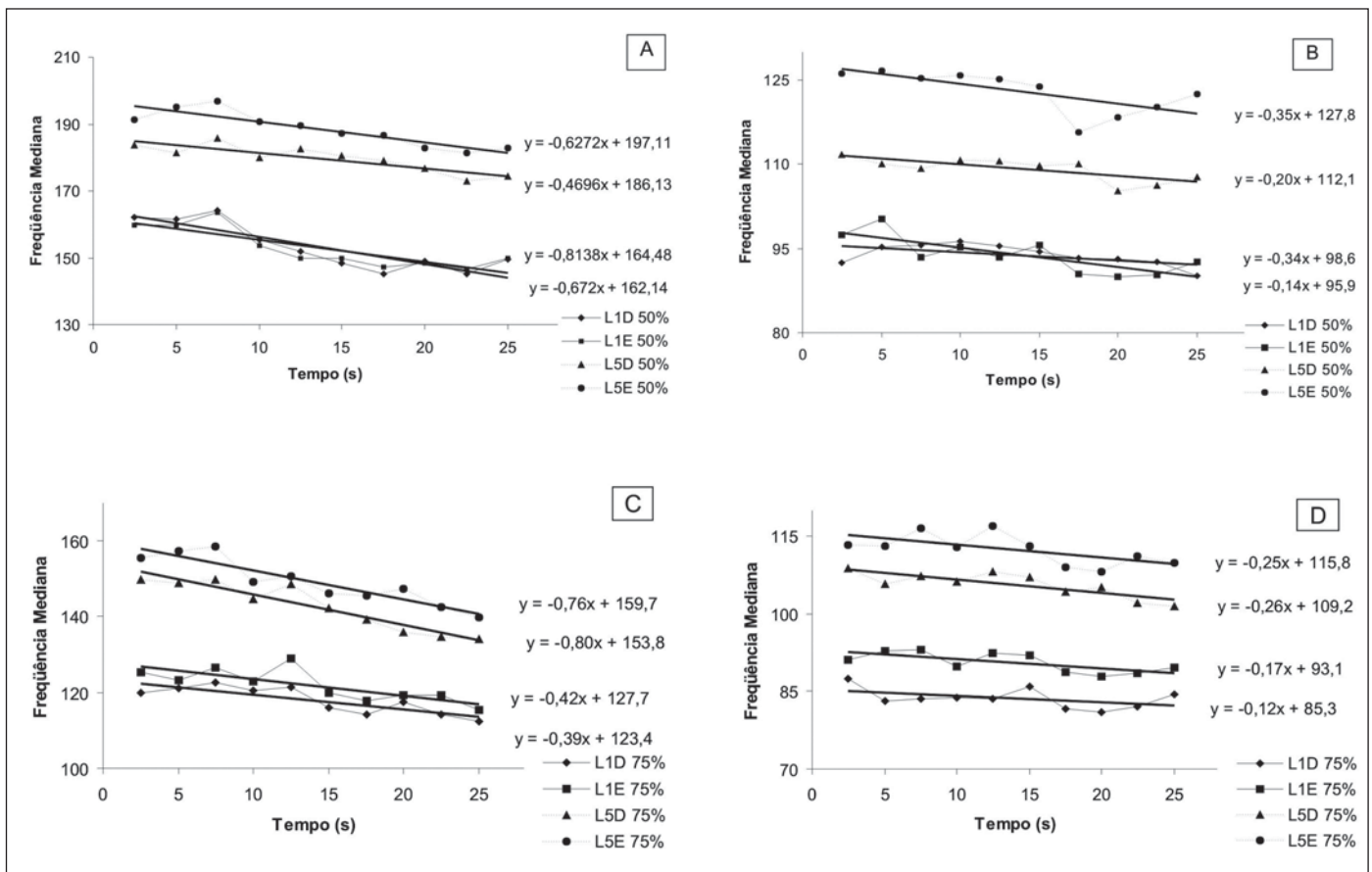


Figura 3. Comportamento da frequência mediana e as retas de regressão linear, com as respectivas equações, para: (A) grupo lombalgia a 50% da CIVM; (B) grupo controle a 50% da CIVM; (C) grupo lombalgia a 75% da CIVM; (D) grupo controle a 75% da CIVM.

DISCUSSÃO

A EMG tem sido amplamente utilizada como ferramenta para a avaliação da fadiga muscular^(1,4-5,7,12). A análise espectral ao longo do tempo tem sido relacionada como uma mensuração objetiva de fadiga muscular local⁽¹¹⁾. O decréscimo da frequência mediana para baixas frequências de espectro reflete a fadiga periférica de fibras do tipo II⁽¹²⁾. De acordo com Larivière *et al.*⁽¹⁴⁾, Kramer *et al.*⁽⁷⁾ e Oddsson *et al.*⁽²⁴⁾ a compressão do espectro para baixas frequências é devido ao acúmulo de ácido láctico, íons H⁺ no sarcolema e o aumento na concentração do íon K⁺ na fibra muscular^(7,14). Esta mudança de concentração de íons faz com que ocorra uma alteração na excitabilidade da membrana das células musculares. Este fato desencadeia a diminuição da velocidade de condução da fibra muscular, ou seja, um decréscimo na velocidade de propagação do potencial de ação⁽²⁵⁻²⁶⁾.

A pouca resistência à fadiga dos músculos paraespinhais é comum em pacientes com dor lombar crônica⁽¹²⁾. Estes indivíduos evitam movimentos na coluna nas atividades do cotidiano, devido ao medo da dor e suas conseqüências⁽²⁷⁾. Isto leva principalmente a atrofia de fibras do tipo II nos músculos multifídus⁽¹¹⁾, e conseqüentemente leva a maior dor e também ao desuso da coluna. Estes eventos determinam um ciclo, no qual quanto mais o acometimento dos paraespinhais, menos uso destes músculos e, conseqüentemente, o surgimento de atrofia e dor⁽²⁷⁾. Além disso, a fadiga destes músculos resulta em movimentos anormais do tronco e perda do controle muscular que podem levar à micro-lesões de ligamentos e discos intervertebrais⁽¹¹⁾.

No presente estudo, o grupo lombalgia apresentou menor força durante testes de CIVM quando comparado ao grupo controle ($P = 0,004$). Estes resultados corroboram com estudos prévios, os quais

atribuem estes achados à menor capacidade de gerar força devido ao descondicionamento e à dor presente nos indivíduos com lombalgia^(4,24,27). Além disso, houve uma diminuição da dor após os testes, porém, sem diferença estatisticamente significativa ($P = 0,67$). Entretanto, apesar da diminuição da dor após os testes, é possível que muitos dos voluntários com lombalgia, tivessem receio de aumentar o quadro algico durante o teste, o que poderia justificar uma menor força gerada durante a CIVM.

Estudos prévios encontraram diferenças em relação à taxa de fadiga do grupo controle e do grupo lombalgia^(12,28). Entretanto, Elfving *et al.*⁽⁴⁾ ao comparar os *slopes* entre homens do grupo controle e lombalgia, não encontraram diferenças estatisticamente significantes ($P = 0,44$), assim como Silva *et al.*⁽¹⁵⁾ nas alturas de L1 ($P = 0,61$) e L5 ($P = 0,97$). No estudo de Kankaanpää *et al.*⁽²⁷⁾, também não foram encontradas diferenças ($P > 0,05$) entre os dois grupos e isto foi atribuído aos procedimentos utilizados no método. Para estes autores, o fato dos indivíduos terem sido avaliados sentados e com leve flexão anterior de tronco, pode ter favorecido a não ocorrência de fadiga nos músculos paraespinhais de ambos os grupos. Além disso, os autores especularam que as características dos voluntários como, a condição lombar (dor) dos integrantes do grupo lombalgia seria pouco afetada, o que permitiria obter valores de fadiga próximos dos indivíduos controles. Estes achados corroboram com o presente estudo, o qual observou valores de *slopes* mais negativos para o grupo lombalgia em todos os músculos avaliados, porém, sem diferença estatisticamente significativa. Isto pode estar relacionado à posição sentada dos indivíduos durante o teste e ao número limitado de indivíduos que compõem a amostra. Neste caso, pode estar presente o erro tipo II ou falta de poder para detectar as diferenças.

Quando se comparou os valores da fadiga entre as alturas L1 e L5 não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes. Este achado diferencia dos resultados de estudos prévios, os quais verificaram maior presença de fadiga em L5^(4,12,29). Estes autores atribuem às regiões mais baixas da coluna lombar, a responsabilidade de sustentar maiores cargas. De acordo com Peach e McGill⁽²⁸⁾ existem mais fibras do tipo I em regiões acima de L5 o que também justificaria, maior fadiga nesta porção. Já para Kankaanpää *et al.*⁽²⁷⁾, devido a ação da fásia toracolombar, há uma forte ligação entre a coluna lombar e os músculos extensores de quadril. Isto faz com que o músculo glúteo máximo durante os testes, receba transferências de cargas que provêm da região lombar. Kankaanpää e colaboradores comprovaram esta hipótese, ao verificar maior fadiga no glúteo máximo comparado às regiões de L3-L4 e L5-S1 dos paraespinhais⁽²⁷⁾. Este achado pode justificar a não diferença entre as regiões de L1 e L5 do presente estudo.

Quando se comparou a taxa de fadiga a 50 e a 75% da CIVM, não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes. Inicialmente, esperava-se que em porcentagens maiores da CIVM observaria uma maior fadiga nos músculos avaliados como em estudos prévios^(9,12). Com o aumento da força, há um predominante recrutamento de fibras do tipo II^(12,29). Além disso, de acordo com Masuda *et al.*⁽²⁶⁾, durante contrações isométricas, o fluxo sanguíneo diminui significativamente a remoção de metabólitos produzidos pela fadiga. Isto faz com que em contrações isométricas, exista um declínio maior da FM do que em contrações dinâmicas⁽²⁶⁾.

Apesar de existir este ciclo entre fadiga e dor lombar, não foi encontrado até o momento, nenhum estudo que correlacionou a fadiga dos músculos paraespinhais com a mobilidade da coluna lombar e do quadril. A hipótese inicial do estudo era que haveria uma forte correlação entre as duas variáveis, uma vez que, de acordo com McGregor *et al.*⁽³⁰⁾, sujeitos com dor lombar apresentam menores amplitudes de flexão anterior do tronco quando comparados com indivíduos sem dor

lombar. Entretanto, no presente estudo, todas as correlações a 50 e 75% da CIVM nos quatro segmentos (L1 e L5, direita e esquerda) foram de fraca a moderada com valores entre -0,58 a 0,51. Além disso, apesar de o grupo lombalgia obter uma menor média da flexão anterior de tronco do que o grupo controle, não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes. Dessa forma, a técnica de *Whistance et al.*⁽¹⁸⁾ avalia e quantifica o ângulo que se forma a partir da flexão anterior de tronco, no entanto a sua relação com a fadiga dos paraespinhais é de fraca a moderada e, assim, não pode prever se haverá uma maior fadiga nos indivíduos lombalgia ou controle.

CONCLUSÕES

Todos os indivíduos de ambos os grupos, lombalgia e controle, apresentaram fadiga após os testes na posição sentada. Embora o grupo lombalgia apresentou maiores valores da taxa de fadiga, não foi encontrada diferença estatisticamente significativa quando comparado com o grupo controle. Por fim, ao relacionar o ângulo de flexão anterior de tronco com a fadiga, foi encontrado valores de correlação de fracas a moderadas. Isto para prática, implica que não se pode prever a fadiga muscular dos paraespinhais, por meio do ângulo de flexão anterior de tronco pelo método de *Whistance*.

AGRADECIMENTOS:

Ao Fisioterapeuta Alexandre Henrique Nowotny, Mestre em Ciências da Saúde-UEL, pelo empréstimo da célula de carga utilizada neste estudo. Ao CNPq (Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico) pelo apoio por meio da Bolsa Produtividade em Pesquisa ao último autor.

Todos os autores declararam não haver qualquer potencial conflito de interesses referente a este artigo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Danneels LA, Cagnie BJ, Cools AM, Vanderstraeten GG, Cambier DC, Witvrouw EE, Cuyper HJ. Intra-operator and inter-operator reliability of surface electromyography in the clinical evaluation of back muscles. *Man Ther* 2001; 6: 145-53.
2. Costa D, Palma A. O efeito do treinamento contra resistência na síndrome da dor lombar. *Rev Port Cien Desp* 2005; 2: 224-34.
3. Crossman K, Mahon M, Watson PJ, Oldham JA, Cooper RG. Chronic low back pain-associated paraspinal muscle dysfunction is not the result of a constitutionally determined "adverse" fiber type composition. *Spine* 2004; 29: 628-34.
4. Elfving B, Dederich A, Németh G. Lumbar muscle fatigue and recovery in patients with long-term low-back trouble – electromyography and health-related factors. *Clin Biomech* 2003; 18: 619-30.
5. Dankaerts W, O'Sullivan PB, Burnett AF, Straker LM, Daneels LA. Reliability of EMG measurements for trunk muscles during maximal and sub-maximal voluntary isometric contractions in healthy controls and CLBP patients. *J Electromyogr Kinesiol* 2004; 14: 333-42.
6. Gonçalves M, Barbosa FSS. Análise de parâmetros de força e resistência dos músculos eretores da espinha lombar durante a realização de exercício isométrico em diferentes níveis de esforço. *Rev Bras Med Esporte* 2005; 11: 109-14.
7. Kramer M, Ebert V, Kinzl L, Dehner C, Elbel M, Hartwig E. Surface electromyography of the paravertebral muscles in patients with chronic low back pain. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86: 31-6.
8. Arnall FA, Koumantakis GA, Oldham JA, Cooper RG. Between-days reliability of electromyographic measures of paraspinal muscle fatigue at 40, 50 and 60% levels of maximal voluntary contractile force. *Clin Biomech* 2002; 16: 761-71.
9. Bradl I, Mörl F, Scholle HC, Graßme R, Müller R, Grieshaber R. Back muscle activation pattern and spectrum in defined load situations. *Pathophysiology* 2005; 12: 275-80.
10. Corin G, Strutton PH, McGregor AH. Establishment of a protocol to test fatigue of the trunk muscles. *Br J Sports Med* 2005; 39: 731-5.
11. Kankaanpää M, Taimela S, Airaksinen O. Reference change limits of the paraspinal spectral EMG in evaluation of low back pain rehabilitation. *Pathophysiology* 1998; 5: 217-24.
12. Roy SH, De Luca CJ, Casavant DA. Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. *Spine* 1989; 14: 992-1001.
13. Chok B, Lee R, Latimer J, Tan SB. Endurance training of the trunk extensor muscles in people with subacute low back pain. *Phys Ther* 1999; 79: 1032-42.
14. Larivière C, Gravel D, Arseneault AB, Gagnon D, Loiselle P. Muscle recovery from a short fatigue test and consequence on the reliability of EMG indices of fatigue. *Eur J Appl Physiol* 2003; 89: 171-6.
15. Silva RA, Arseneault B, Gravel D, Larivière C, Oliveira Jr E. Back muscle strength and fatigue in healthy and chronic low back pain subjects: A comparative study of 3 assessment protocols. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86: 722-9.
16. Elfving B, Dederich A. Task dependency in back muscle fatigue – Correlations between two methods. *Clin Biomech* 2007; 22: 28-33.
17. Sjolie AN. Low-back pain in adolescents is associated with poor hip mobility and high body mass index. *Scand J Med Sci Sports* 2004; 14: 168-75.
18. Whistance RS, Adams LP, Van Geems BA, Bridger RS. Postural adaptations to workbench modifications in standing workers. *Ergonomics* 1995; 38: 2485-2503.
19. Cardoso JR, Azevedo NCT, Cassano CS, Kawano MM, Ambar G. Confiabilidade intra e interobservador da análise cinemática angular do quadril durante o teste sentar e alcançar para mensurar o comprimento dos isquiotibiais em estudantes universitários. *Rev Bras Fisioter* 2007; 11: 133-8.
20. Chen YL. Accuracy and repeatability of the stick marker technique for external measurement of the sacral angle during trunk flexion. *Int J Ind Ergon* 2000; 26: 101-7.
21. Nusbaum L, Natour J, Ferraz MB, Goldenberg J. Translation, adaptation and validation of the Roland-Morris questionnaire – Brazil Roland Morris. *Braz J Med Biol Res* 2001; 34: 203-10.
22. Sato TO, Vieira ER, Gil Coury HJC. Análise da confiabilidade de técnicas fotométricas para medir a flexão anterior de tronco. *Rev Bras Fisioter* 2003; 7: 53-9.
23. Hermens HJ, Frenkers B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000; 10: 361-74.
24. Oddsson LI, De Luca CJ. Activation imbalances in lumbar spine muscles in the presence of chronic low back pain. *J Appl Physiol* 2003; 94: 1410-20.
25. Sung PS. Multifidus muscles median frequency before and after spinal stabilization exercises. *Arch Phys Med Rehabil* 2003; 84: 1313-8.
26. Masuda K, Masuda T, Sadoyama T, Inaki M, Katsuta S. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. *J Electromyogr Kinesiol* 1999; 9: 39-46.
27. Kankaanpää M, Taimela S, Laaksonen D, Hänninen O, Airaksinen O. Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. *Arch Phys Med Rehabil* 1998; 79: 412-7.
28. Peach JP, McGill S. Classification of low back pain with the use of spectral electromyogram parameters. *Spine* 1998; 23: 1117-23.
29. Farina D, Gazzoni M, Merletti R. Assessment of low back muscle fatigue by surface EMG signal analysis: methodological aspects. *J Electromyogr Kinesiol* 2003; 13: 319-32.
30. McGregor AH, McCarthy ID, Hughes SP. Motion characteristics of normal subjects and people with low back pain. *Physiotherapy* 1995; 81: 632-7.