



Acta Ortopédica Brasileira

ISSN: 1413-7852

actaortopedicabrasileira@uol.com.br

Sociedade Brasileira de Ortopedia e  
Traumatologia  
Brasil

Silva Barbosa, Fernando Sérgio; Gonçalves, Mauro  
A proposta biomecânica para a avaliação de sobrecarga na coluna lombar: efeito de diferentes  
variáveis demográficas na fadiga muscular  
Acta Ortopédica Brasileira, vol. 15, núm. 3, 2007, pp. 132-137  
Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia  
São Paulo, Brasil

Disponível em: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=65715302>

- Como citar este artigo
- Número completo
- Mais artigos
- Home da revista no Redalyc

redalyc.org

Sistema de Informação Científica  
Rede de Revistas Científicas da América Latina, Caribe, Espanha e Portugal  
Projeto acadêmico sem fins lucrativos desenvolvido no âmbito da iniciativa Acesso Aberto

# A PROPOSTA BIOMECÂNICA PARA A AVALIAÇÃO DE SOBRECARGA NA COLUNA LOMBAR: EFEITO DE DIFERENTES VARIÁVEIS DEMOGRÁFICAS NA FADIGA MUSCULAR

## A BIOMECHANICAL APPROACH FOR ASSESSMENT OF OVERLOAD ON LUMBAR SPINE: THE EFFECTS OF DIFFERENT DEMOGRAPHIC VARIABLES ON MUSCLE FATIGUE

FERNANDO SÉRGIO SILVA BARBOSA<sup>1</sup>, MAURO GONÇALVES<sup>2</sup>

### RESUMO

**Objetivos:** Analisar a fadiga de músculos lombares e determinar as variáveis demográficas relacionadas com a fadiga destes músculos.

**Métodos:** A atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos iliocostal direito (IL-D), iliocostal esquerdo (IL-E), multifido direito (MU-D) e multifido esquerdo (MU-E) de 18 voluntários foi captada durante contrações isométricas sub-máximas. Valores de root mean square (RMS) e frequência mediana (FM) foram correlacionados com o tempo de resistência isométrica (TRI). *Slopes* de RMS positivos e de FM negativos indicaram a ocorrência da fadiga muscular. Procedimentos de regressão múltipla foram realizados para verificar as variáveis demográficas relacionadas com a fadiga muscular.

**Resultados:** A fadiga foi identificada em todos os músculos e intensidades de contração ( $p \leq 0.01$ ), exceto no MU-E em 5% na análise do *slope* de RMS. Diferenças significantes foram encontradas entre o TRI de 5% e 15% ( $p = 0.01$ ), 5% e 20% ( $p = 0.0002$ ). Níveis de fadiga mais elevados estiveram bilateralmente presentes nos músculos multifidos na análise do *slopes* de FM. A associação do TRI, da idade e da massa corporal dos voluntários foi identificada como fator determinante para a ocorrência da fadiga nos músculos avaliados.

**Conclusões:** Intervenções destinadas ao tratamento de problemas na coluna lombar devem considerar os vários fatores responsáveis pela fadiga dos músculos desta região.

**Descritores:** Biomecânica; Eletromiografia; Coluna vertebral; Fadiga muscular; Dor lombar; Protocolos clínicos.

### SUMMARY

**Objectives:** To assess low back muscles fatigue and to determine the demographic variables associated to fatigue on these muscles.

**Methods:** The electromyographic (EMG) activity of the right iliocostalis (R-IL), left iliocostalis (L-IL), right multifidus (R-MU) and left multifidus (L-MU) of 18 volunteers was recorded during submaximal isometric contractions. Root mean square (RMS) and median frequency (MF) values were correlated with isometric endurance time (IET). Positive RMS and negative MF slopes indicated occurrence of muscle fatigue. Multiple regression procedures were performed in order to verify the demographic variables related with the muscle fatigue.

**Results:** Fatigue was identified in all muscles and contraction intensities ( $p \leq 0.01$ ), except for MU-E at 5% in RMS slope analysis. Significant differences were found between the endurance time of 5% and 15% ( $p = 0.01$ ), 5% and 20% ( $p = 0.0002$ ). Higher levels of fatigue were found bilaterally in the multifidus muscles in the MF slope analysis. The combination of endurance time, age and mass of the volunteers was identified as the determinant factor for the occurrence of muscle fatigue in the assessed muscles.

**Conclusions:** Interventions designed to treat low back conditions must consider the several factors causing fatigue of muscles in this region.

**Keywords:** Biomechanics; Electromyography; Spine; Muscle fatigue; Low back pain; Clinical protocols.

**Citação:** 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.* [periódico na Internet]. 2007; 15(3):132-137. Disponível em URL: <http://www.scielo.br/aob>.

**Citation:** Barbosa FSS, Gonçalves M. A biomechanical approach for assessment of overload on lumbar spine: the effects of different demographic variables on muscle fatigue. *Acta Ortop Bras.* [serial on the Internet]. 2007; 15(3): 132-137. Available from URL: <http://www.scielo.br/aob>.

### INTRODUÇÃO

As patologias da coluna vertebral constituem um importante fator responsável pelo afastamento do trabalho. Os dados mais recentes do Instituto Nacional do Seguro Social (INSS) demonstram que no ano de 2003 foram registrados 387.905 acidentes de trabalho, dentre os quais mais de 20.341 foram relacionados com a região da coluna vertebral, sendo que aproximadamente 50% desses acidentes foram cadastrados no INSS como dor neste segmento corporal<sup>(1)</sup>.

Em comum, as doenças da coluna vertebral são responsáveis por alterações em sua estrutura e função comumente associadas

com dor presente predominantemente na coluna lombar<sup>(2)</sup>. Por outro lado, a presença de dor lombar sem a existência de doenças ortopédicas ou reumáticas associadas tem sido um achado cada vez mais comum. Denominada de dor lombar não específica, este sintoma tem demonstrado estar relacionado com alterações na função muscular<sup>(3,4)</sup>.

A estabilidade estática e dinâmica da coluna vertebral é proporcionada pela ação em conjunto de tecidos passivos e elementos contráteis<sup>(5,6)</sup>. Com o comprometimento da função dos músculos da região da coluna vertebral, como consequência, por exemplo, da fadiga muscular, sobrecargas excessivas são impostas sobre os elementos pas-



da coluna lombar (discos intervertebrais, cápsulas e ligamentos) promovendo a deformação plástica destas estruturas sensíveis à distensão, e conseqüentemente, a dor lombar<sup>(7)</sup>.

Por esse motivo, o comportamento da fadiga muscular (definida como uma redução na capacidade do sistema neuromuscular em gerar força<sup>(8)</sup> de músculos da coluna vertebral tem sido comumente estudado com o objetivo de melhor entender sua relação com a sobrecarga neste segmento corporal. Nesse sentido, a análise da atividade eletromiográfica (EMG) desses músculos constitui uma alternativa bastante importante para o entendimento do efeito de contrações musculares sub-máximas necessárias para a realização de atividades da vida diária (AVD), trabalho e esporte sobre a fadiga muscular.

Biering-Sorensen<sup>(9)</sup> propôs um teste no qual a resistência isométrica de músculos lombares é testada pela verificação do tempo que um paciente posicionado em decúbito ventral sobre uma maca, é capaz de manter o tronco suspenso em posição horizontal pela ação dos músculos extensores da coluna vertebral. Os resultados demonstraram que homens com história de dor lombar, mas sem a presença deste sintoma no momento de realização do teste apresentaram um tempo de resistência isométrica (TRI) médio de 176 segundos, enquanto que homens sem a presença de dor lombar no momento de realização do teste e sem história de presença deste sintoma apresentaram um TRI médio de 198 segundos.

A realização de outros estudos utilizando a postura proposta por Biering-Sorensen<sup>(9)</sup>, Kankaanpää et al.<sup>(10)</sup>, Mannion e Dolan<sup>(11)</sup> ou implementando o teste com relação à forma de execução original<sup>(7,12)</sup>, permitiu a obtenção de resultados semelhantes, e que predominantemente, evidenciam uma relação direta entre a qualidade da resistência isométrica de músculos lombares e o TRI. Foi a partir desses resultados que pesquisadores passaram a sugerir que a fadiga dos músculos extensores da coluna vertebral pode representar um fator de risco para o desenvolvimento da dor lombar. Contudo, esse procedimento é altamente dependente da motivação do paciente para sua validade<sup>(11)</sup>, pois exige que um determinado nível de força seja mantido pelo máximo de tempo possível. Por esse motivo, a análise de determinados parâmetros EMG, os quais não podem ser voluntariamente controlados pelos pacientes, tem sido utilizada para avaliar a resistência isométrica particularmente dos músculos extensores da coluna lombar. Outro aspecto a ser considerado com relação a esse teste, é que usualmente sua realização ocorre utilizando-se apenas a massa do tronco como resistência<sup>(10,11)</sup>, sendo negligenciado o efeito de cargas adicionais à massa do tronco, não reproduzindo deste modo os efeitos de sobrecargas que são impostas à coluna vertebral no dia-a-dia. Dentro desse contexto, o objetivo do presente estudo foi avaliar a fadiga de músculos lombares durante a realização de contrações sub-máximas por meio da análise de parâmetros relacionados com a amplitude e frequência do sinal EMG. O efeito de diferentes variáveis demográficas da amostra estudada sobre o nível de fadiga desses músculos também foi avaliado para identificar os fatores determinantes para a sua ocorrência.

## MATERIAL E MÉTODO

### Voluntários

Participaram do presente estudo 18 voluntários do gênero masculino, saudáveis, sem história de dor lombar no período de dois meses que antecedeu o estudo e sem história de treinamento específico para músculos da região lombar no período de um ano que antecedeu o estudo.

A amostra estudada apresentou as seguintes características demográficas: idade  $21.22 \pm 2.13$  anos, massa corporal:  $70.81 \pm 12.13$ kg, altura  $175.25 \pm 6.30$ cm e dominância manual 14 destros e 4 sinistros.

Todos os voluntários assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho

privacidade. O presente estudo foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa local.

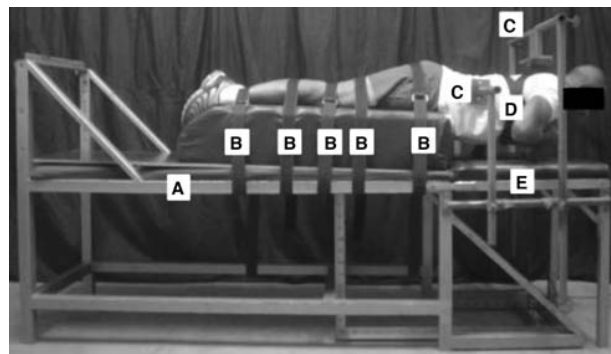
### Posicionamentos dos Voluntários e Equipamentos

Em cada uma das fases do presente estudo, os voluntários foram posicionados em decúbito ventral sobre uma mesa de testes (Figura 1A). Em repouso, o tronco dos voluntários foi ligeiramente flexionado e apoiado. A pelve e os membros inferiores foram fixados à mesa de testes por meio de cinco cintos de segurança posicionados ao redor das articulações dos quadrilheiros, joelhos e tornozelos, e também no terço médio das coxas e perneiras (Figura 1B).

Esse aparato permitiu a realização de forma estável do movimento exigido para o estudo, a extensão isométrica do tronco sobre a coluna vertebral em posição neutra. Para evitar a ocorrência de movimentos compensatórios como a rotação e a inclinação lateral da coluna vertebral, limitadores de movimento foram posicionados sobre as escápulas e lateralmente no tronco (Figura 1C). Esses movimentos estão presentes particularmente durante a realização dos testes de exaustão, como consequência da fadiga muscular e da tentativa de manutenção da posição exigida para o estudo. Os voluntários são responsáveis por alterações na atividade EMG dos músculos avaliados.

O movimento de extensão isométrica da coluna vertebral foi realizado tracionando uma célula de carga (Kratos 200kg – Kratos Dinamômetros LTDA. São Paulo, SP) (Figura 1E) acoplada perpendicularmente à base da mesa de testes em uma extremidade e a um colete utilizado pelos voluntários (Figura 1D) na outra extremidade.

Durante os testes de exaustão, nos quais os voluntários realizaram contrações sub-máximas em intensidades específicas, um indicador digital (Kratos IK 14A – Kratos Dinamômetros LTDA. São Paulo, SP) (Figura 1F) acoplado à célula de carga também foi incluído no experimento permitindo aos voluntários controlarem a intensidade da contração.



**Figura 1 - Postura e equipamentos utilizados para a determinação da carga máxima e testes de exaustão.** 1A: mesa de testes; 1B: cintos de segurança; 1C: limitadores de movimento; 1D: colete; 1E: célula de carga; 1F: indicador digital.

Previamente à realização dos testes para a determinação da carga máxima e de exaustão, os voluntários compareceram no laboratório para a familiarização com o ambiente. No dia da determinação da carga máxima, os voluntários realizaram algumas repetições com alguns segundos de duração do movimento exigido pelo estudo, com a finalidade de aprendizagem para a correta execução do movimento e manutenção de uma determinada intensidade de contração.

O mesmo examinador foi responsável por realizar todas as avaliações.

### Determinação da Carga Máxima



único dia, os voluntários realizaram três CIVM com duração de cinco segundos e intervalo de cinco minutos entre cada uma delas. A média dos três valores correspondentes a CIVM foi definida como a carga máxima.

### Testes de Exaustão

Em outros quatro dias, os voluntários realizaram contrações sub-máximas em intensidades correspondentes a 5%, 10%, 15% e 20% da carga máxima até a exaustão.

A exaustão foi definida como o abaixamento do tronco pela percepção do próprio voluntário da impossibilidade de manutenção da contração isométrica. O cansaço e a dor muscular restrita aos músculos lombares ou posteriores da coxa foram os dois motivos citados pelos voluntários para o encerramento dos testes. A identificação pelo examinador de um desvio padrão maior do que 1kg na intensidade da contração necessária em cada teste de exaustão foi outro critério utilizado para o encerramento do teste.

O tempo de duração dos testes de exaustão dos voluntários ou TRI foi registrado.

As intensidades da contração foram selecionadas randomicamente, sendo realizado um teste de exaustão por dia, com intervalo de no mínimo 24 horas e no máximo 72 horas entre cada teste de exaustão.

A Tabela 1 apresenta de forma resumida a sequência de realização dos testes do presente estudo.

Dia	Procedimento	Detalhamento	Variável Analisada
1	Determinação da Carga Máxima	3 CIVM	Carga Máxima
2	Teste de Exaustão	Intensidade de Contração 1	TRI Sinal EMG
3	Teste de Exaustão	Intensidade de Contração 2	TRI Sinal EMG
4	Teste de Exaustão	Intensidade de Contração 3	TRI Sinal EMG
5	Teste de Exaustão	Intensidade de Contração 4	TRI Sinal EMG

Tabela 1 - Resumo do protocolo experimental.

### Eletromiografia

Durante os testes de exaustão, a atividade EMG dos músculos iliocostal direito (IL-D), iliocostal esquerdo (IL-E), multifido direito (MU-D) e multifido esquerdo (MU-E) foi captada por meio de eletrodos bipolares passivos de Ag/AgCl (MEDITRACE 100 – KENDALL, Chicopee, MA) com área de captação de 1 cm posicionados perpendicularmente ao sentido das fibras.

Os eletrodos foram posicionados a 6cm do espaço intervertebral de L2-L3 para os músculos IL-D e IL-E, e a 3cm do espaço intervertebral de L4-L5 para os músculos MU-D e MU-E<sup>(15)</sup> com uma distância inter-eletrodos de 3cm.

Para reduzir ao máximo a impedância pele-eletrodo e garantir a qualidade do sinal EMG captado, realizou-se previamente ao posicionamento dos eletrodos tricotomia, abrasão com lixa fina e limpeza da pele com álcool no local de colocação dos eletrodos e no processo estilóide da ulna, local onde foi colocado um eletrodo com o objetivo de atuar como eletrodo de referência assim como para garantir a qualidade do sinal. No local de colocação dos eletrodos também foram realizadas marcas com caneta específica para garantir a reprodução desta posição ao longo dos dias em que o estudo foi realizado.

Para a aquisição dos sinais EMG foi utilizado um eletromiógrafo equipado com um módulo de aquisição de sinais biológicos de quatro canais aos quais foram conectados cabos e eletrodos (Lynx – Lynx Tecnologia Eletrônica LTDA. São Paulo, SP), e uma placa

(CAD 1026 - Lynx Tecnologia Eletrônica LTDA. São Paulo, SP). Para a aquisição dos sinais EMG também foi utilizado um software específico (Aqdados 4 – Lynx Tecnologia Eletrônica LTDA. São Paulo, SP), o qual permitiu calibrar a frequência de amostragem em 1000Hz. Foram utilizados também filtros passa-alta (1000Hz) e passa-baixa (500Hz).

### Tratamento dos Dados

Os sinais EMG brutos foram inspecionados a cada coleta com o objetivo de determinar sua qualidade. Em repouso, os valores de root mean square (RMS) para todos os músculos avaliados foram fixados em  $<5\mu V$ .

Por meio de rotinas específicas desenvolvidas em ambiente TLAB (MATLAB 6.5 – MathWorks Inc. Natick, MA), valores de RMS e frequência mediana (FM) foram obtidos do sinal EMG bruto a partir de pacotes com duração de 1 segundo a cada 0.5 segundo do TRI.

O TRI foi normalizado em 100%, e em seguida valores de RMS e FM foram obtidos para cada 5% do tempo normalizado.

### Análise Estatística

A análise estatística foi realizada utilizando os programas SPSS (SPSS 10.0.1 – SPSS Inc. Chicago, IL), STATISTICA (STATISTICA 4.3 - StatSoft Inc. Tulsa, OK) e BioEstat (BioEstat 2.0 – M. Ayres. Brasília, DF).

A normalidade dos dados analisados foi testada por meio dos testes de Kolmogorov-Smirnov, Shapiro-Wilk e Lilliefors, e em função dos resultados obtidos a estatística paramétrica foi utilizada. A análise estatística foi realizada utilizando os valores de RMS e FM obtidos do tempo normalizado.

A regressão linear desses valores em função do tempo normalizado possibilitou a obtenção de uma linha de tendência cuja inclinação ou *slope* permitiu a identificação e quantificação da fadiga muscular. A fadiga muscular foi caracterizada pela identificação de valores de *slope* positivos para a análise da RMS e de valores de *slope* negativos para a análise da FM. Esse procedimento estatístico foi realizado para todos os músculos avaliados e em cada uma das intensidades de contração utilizadas.

Procedimentos de regressão múltipla foram realizados para identificar os fatores determinantes (TRI, idade ou massa corporal) da fadiga dos músculos avaliados ( $r^2$ ).

Possíveis diferenças entre os TRI e também entre os níveis de fadiga induzidos pelas diferentes intensidades de contração foram verificadas por meio da análise de variância (ANOVA) simples. As comparações entre os níveis de fadiga dos músculos IL-D vs MU-E vs MU-E em cada intensidade de contração foram realizadas utilizando o teste t para amostras independentes, possibilitando a verificação de diferenças na fadigabilidade de músculos localizados em diferentes níveis vertebrais.

Em todas as análises estatísticas a significância foi definida como  $p \leq 0.05$ .

### RESULTADOS

O valor médio da carga máxima foi de  $46.63 \pm 12.05$ kg, e os valores médios dos TRI foram  $102.83 \pm 23.02$ ,  $89.06 \pm 22.90$ ,  $79.72 \pm 20.17$  e  $71.44 \pm 20.17$  para as intensidades de contração correspondentes a 5%, 10%, 15% e 20% da carga máxima respectivamente, sem diferenças significantes sendo identificadas para 5% em relação a 15% ( $p=0.01$ ) e 20% ( $p=0.0002$ ).

Os *slopes* de RMS e FM são apresentados na tabela 2. A comparação entre os *slopes* de RMS obtidos das diferentes intensidades de contração não revelou diferenças significantes para os músculos IL-D ( $p=0.60$ ), MU-D ( $p=0.68$ ), IL-E ( $p=0.66$ ) e MU-E ( $p=0.03$ ).

para os músculos IL-D ( $p=0.55$ ), MU-D ( $p=0.61$ ), IL-E ( $p=0.79$ ) e MU-E ( $p=0.58$ ).

Slope	% Carga Máxima	IL-D	MU-D	IL-E	MU-E
RMS ( $\mu V$ /tempo)	5	0.29*	0.11*	0.29*	0.02
	10	0.35*	0.19*	0.32*	0.14*
	15	0.44*	0.24*	0.41*	0.19*
	20	0.42*	0.22*	0.37*	0.24*
FM (Hz/tempo)	5	-0.20*	-0.52*	-0.18*	-0.44*
	10	-0.23*	-0.49*	-0.23*	-0.42*
	15	-0.19*	-0.46*	-0.24*	-0.40*
	20	-0.18*	-0.44*	0.26*	-0.38*

**Tabela 2** – Slopes resultantes da regressão linear dos valores de RMS e FM.  
\* $p \leq 0.01$

Os resultados da regressão múltipla são sumarizados nas tabelas 3 e 4.

O modelo utilizando a associação entre o TRI, a idade e a massa corporal dos voluntários foi o que demonstrou maior influência sobre a fadigabilidade dos músculos iliocostais.

Para o músculo IL-D, esse modelo foi responsável por aproximadamente 15% do aumento identificado nos valores de RMS durante os testes de exaustão, exceto na intensidade de contração correspondente a 20%, na qual, embora este modelo tenha sido o que mais contribuiu para a fadiga muscular, sua participação foi bastante pequena em comparação com as outras intensidades de contração. No músculo IL-E, esse modelo foi responsável no mínimo por 10% da fadiga muscular, chegando a mais de 25% na intensidade de contração correspondente a 5%.

A influência isolada de cada uma das variáveis na fadiga dos músculos IL-D e IL-E demonstrou ser variada e predominantemente desprezível ( $r^2 < 0.10$ ).

Nos músculos multifídios, o modelo associando as três variáveis analisadas no presente estudo, também foi o que demonstrou maior influência na fadiga muscular.

No músculo MU-D, esse modelo foi responsável por quase 30% da variação do sinal EMG na contração a 5% e por 17% na contração a 15% da carga máxima. Nas outras intensidades de contração, embora esse modelo tenha sido o mais importante para a ocorrência da fadiga muscular, sua participação não alcançou 10%. No músculo MU-E, esse modelo foi responsável em média por quase 15% da variação do sinal EMG, exceto na contração a 15%, na qual o modelo foi responsável por menos de 10% da fadiga muscular.

A análise da influência individual de cada uma das variáveis analisadas demonstrou ser desprezível, exceto a variável idade que no músculo MU-D nas contrações a 5% e 15% demonstrou influenciar a variação do sinal EMG em 13% e 15% respectivamente (Tabela 3).

Os resultados obtidos dos procedimentos de regressão múltipla para identificar os fatores determinantes dos *slopes* de FM, demonstraram resultados similares aos obtidos com a análise dos *slopes* de RMS.

Nos músculos IL-D e IL-E a associação entre o TRI, a idade e a massa corporal demonstrou contribuir entre 10% e 30% para a fadiga muscular, contribuição esta sempre maior do que aquela identificada a partir da análise de cada uma das variáveis individualmente.

Nos músculos multifídios, esse modelo explicou predominantemente mais da metade da do decréscimo da FM em função do tempo.

No músculo MU-D, 52% da fadiga muscular pôde ser explicada por esse modelo nas contrações a 5% e 10% da carga máxima, e 41% e 55% da fadiga muscular pode ser explicada por esse modelo nas contrações a 15% e 20% da carga máxima respectivamente. No músculo MU-E a associação entre o TRI, a idade e a massa corporal foi responsável por 41%, 58%, 52% e 30% da variação da

Slope	Modelo	$r^2$			
		5%	10%	15%	20%
RMS	IL-D				
	TRI	0.03	0.16	0.07	0.01
	Idade	0.05	0.05	0.12	0.01
	Massa Corporal	0.003	0.01	0.01	0.00
	TRI + Idade + Massa Corporal	0.14	0.17	0.16	0.01
	MU-D				
	TRI	0.04	0.02	0.04	0.00
	Idade	0.13	0.02	0.15	0.01
	Massa Corporal	0.08	0.003	0.0003	0.00
	TRI + Idade + Massa Corporal	0.29	0.03	0.17	0.01
	IL-E				
	TRI	0.04	0.07	0.03	0.01
	Idade	0.23	0.005	0.13	0.01
	Massa Corporal	0.02	0.06	0.07	0.00
	TRI + Idade + Massa Corporal	0.26	0.11	0.16	0.01
	MU-E				
	TRI	0.08	0.04	0.003	0.00
	Idade	0.03	0.06	0.04	0.01
	Massa Corporal	0.00006	0.01	0.001	0.00
	TRI + Idade + Massa Corporal	0.13	0.12	0.04	0.01

**Tabela 3** – TRI, idade e massa corporal como determinantes dos valores de *slope* de RMS.

Da mesma forma que para os músculos iliocostais, a contribuição individual de cada uma das variáveis analisadas para a fadiga dos músculos multifídios foi menor do que a contribuição do modelo que associou todas as variáveis (Tabela 4).

As comparações realizadas entre os níveis de fadiga dos músculos IL-D vs MU-D e IL-E vs MU-E em cada intensidade de contração revelaram diferenças significantes na comparação dos *slopes* de RMS dos músculos IL-D vs MU-D na contração a 10% e dos músculos IL-E vs MU-E na contração a 5% da carga máxima; enquanto que as comparações entre os *slopes* de FM revelaram diferenças significantes bilateralmente entre os músculos IL e MU nas duas intensidades de contração (Tabela 5).

## DISCUSSÃO

No presente estudo, o TRI médio da intensidade de contração correspondente a 5% da carga máxima esteve próximo do proposto por Luoto et al.<sup>(13)</sup> como parâmetro indicativo da presença de uma pessoa em desenvolver a dor lombar.

De acordo com os autores, voluntários (homens ou mulheres) com TRI inferior a 58 segundos são três vezes mais propensos a desenvolver dor lombar após um ano de acompanhamento do que homens com TRI maior do que 104 segundos e mulheres com TRI maior do que 110 segundos.

Considerando que em seu estudo Luoto et al.<sup>(13)</sup> realizou o mesmo teste utilizando, entretanto, uma contração de intensidade suficiente apenas para a sustentação da massa do tronco, é possível estimar que no presente estudo, a realização do teste proposto com esta mesma intensidade de contração resultaria em um TRI semelhante, e deste modo, dentro da média de valores normativos indicativos da menor probabilidade de desenvolver dor lombar.



R <sup>2</sup>					
Slope	Modelo	IL-D			
		5%	10%	15%	20%
FM	TRI	0.004	0.07	0.09	0.03
	Idade	0.02	0.002	0.003	0.04
	Massa Corporal	0.11	0.01	0.01	0.009
	TRI + Idade + Massa Corporal	0.20	0.10	0.15	0.08
	MU-D				
	TRI	0.41	0.15	0.10	0.33
	Idade	0.05	0.05	0.05	0.05
	Massa Corporal	0.02	0.21	0.21	0.21
	TRI + Idade + Massa Corporal	0.52	0.52	0.41	0.55
	IL-E				
	TRI	0.008	0.13	0.07	0.21
	Idade	0.07	0.03	0.06	0.01
	Massa Corporal	0.0004	0.06	0.03	0.11
	TRI + Idade + Massa Corporal	0.09	0.30	0.21	0.26
	MU-E				
	TRI	0.41	0.04	0.36	0.01
	Idade	0.0001	0.12	0.007	0.17
	Massa Corporal	0.11	0.27	0.19	0.06
	TRI + Idade + Massa Corporal	0.41	0.58	0.52	0.30

**Tabela 4 – TRI, idade e massa corporal como determinantes dos valores de slope de FM.**

Variable	% Carga Máxima	IL-D vs MU-D	IL-E vs MU-E
Slope de RMS	5	0.29 vs 0.11	0.29 vs 0.04 <sup>†</sup>
	10	0.35 vs 0.19 <sup>*</sup>	0.32 vs 0.14
	15	0.44 vs 0.24	0.41 vs 0.19
	20	0.42 vs 0.22	0.37 vs 0.24
Slope de FM	5	-0.21 vs -0.52 <sup>†</sup>	-0.18 vs -0.44 <sup>†</sup>
	10	-0.24 vs -0.49 <sup>†</sup>	-0.23 vs -0.42 <sup>†</sup>
	15	-0.19 vs -0.46 <sup>†</sup>	-0.23 vs -0.39 <sup>†</sup>
	20	-0.18 vs -0.44 <sup>†</sup>	-0.23 vs -0.37 <sup>†</sup>

**Tabela 5 – Comparação entre os coeficientes de correlação de Pearson dos músculos lombares. \* $p \leq 0.05$  † $p \leq 0.01$**

claramente um aumento dos valores de RMS e um decréscimo dos valores de FM em função do tempo. Contudo, o nível de fadiga induzido por contrações entre 5% e 20% da carga máxima demonstrou ser semelhante, indicando que os efeitos de sobrecargas impostas por contrações nestas intensidades são possivelmente os mesmos e que por este motivo merecem a mesma atenção quando considerados para as diferentes atividades realizadas no dia-a-dia. O aumento dos valores de RMS está relacionado com recrutamento de novas fibras musculares com maior amplitude de ativação assim como com a sincronização da ativação das fibras musculares já recrutadas<sup>(7)</sup>, enquanto que o decréscimo dos valores de FM em função do tempo tem demonstrado ser causado pela diminuição na velocidade de condução do potencial de ação ao longo da membrana da fibra muscular como consequência do acúmulo de produtos metabólicos, tais como lactato e K<sup>+</sup> extra-celular<sup>(10,12)</sup>. A análise dos fatores determinantes do comportamento dos valores de RMS e FM em função do tempo sugere que a origem

da fadiga de músculos lombares é multifatorial. Particularmente nos músculos multifidos, a associação das diferentes variáveis demográficas avaliadas constituiu o fator mais importante para a ocorrência da fadiga muscular, contribuindo com quase 1/3 da fadiga muscular identificada por meio dos *slopes* de RMS, explicando mais da metade da fadiga muscular identificada por meio do *slopes* de FM.

Por outro lado, nos músculos iliocostais a associação das variáveis, as quais em conjunto também demonstraram ser o fator mais importante para a ocorrência da fadiga muscular, não contribuiu com mais do que 23% quando os *slopes* de RMS e com mais do que 11% quando os *slopes* de FM foram analisados, indicando que para estes músculos algum outro fator, não identificado no presente estudo, pode possivelmente ter sido determinante para o desenvolvimento da fadiga muscular. Resultados similares foram obtidos por Kankaanpää et al.<sup>(9)</sup>, as quais demonstraram que as características demográficas dos voluntários influenciaram de forma mais importante à fadiga dos músculos localizados em níveis mais baixos e mais próximos da coluna lombar ( $r^2 \geq 0.60$ ).

Os resultados de ambos os estudos indicam a existência de maior influência das características demográficas dos voluntários (idade e massa corporal) assim como de parâmetros relacionados com a execução do teste (TRI) sobre os músculos multifidos. Esse achado pode ser explicado pelas características anatómicas desses músculos e suas repercussões biomecânicas. De acordo com MacIntosh e Bogduk<sup>(14)</sup>, as fixações dos músculos multifidos nos processos espinhosos das vértebras lombares favorecem o desenvolvimento de um efetivo braço de alavanca para a extensão isométrica da coluna lombar, justificando o importante papel dos músculos para a estabilização deste segmento e, consequentemente, da maior influência dos fatores acima mencionados na fadiga dos músculos multifidos.

Essa informação foi suportada quando a comparação entre os níveis de fadiga dos músculos iliocostais e multifidos foi realizada. Essa análise demonstrou valores de *slope* de FM e, deste modo, maiores níveis de fadiga nos músculos iliocostais bilateralmente. Essa diferença tem sido atribuída ao predomínio de fibras com maior resistência à fadiga (fibras do tipo II) nos músculos multifidos. O presente estudo foi realizado na busca por um melhor entendimento da influência da contração isométrica na sobrecarga da coluna lombar. A identificação de um protocolo de testes com o intuito de avaliar a resistência isométrica de músculos lombares possibilita de conhecer os fatores determinantes para a ocorrência da fadiga muscular, fornecendo informações importantes para um diagnóstico adequado e especialmente, para a prevenção e formulação de programas de reabilitação otimizados para as disfunções da coluna lombar.

## CONCLUSÕES

O protocolo proposto demonstrou ser eficaz para a identificação da fadiga muscular assim como para a análise de aspectos específicos relacionados com os níveis de fadiga induzidos por contrações sub-máximas de diferentes intensidades e a fadiga de músculos lombares localizados em diferentes níveis vertebrais.

Quanto as variáveis demográficas dos voluntários, a associação entre o TRI, a idade e a massa corporal dos voluntários demonstrou ser determinante para a ocorrência da fadiga muscular.

## AGRADECIMENTOS

Agradecemos ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) e à Fundação para o Desenvolvimento da UNESP (Fundunesp).



## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. DATAPREV, CAT, 2003. Estatísticas da previdência social. Disponível em: <http://www.mpas.gov.br/12.asp>.
2. Elfving B, Dederig 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.
3. Hultman G, Nordin M, Saraste H, Ohlson 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: 114-23.
4. Nicolaisen T, Jorgensen K. Trunk strength, back muscle endurance and low back trouble. *Scand J Rehabil Med*. 1985; 17: 121-7.
5. Larivière C, Arsenault AB, Gravel D, Gagnon D, Loisel P. Surface electromyography assessment of back muscle intrinsic properties. *J Electromyogr Kinesiol*. 2003; 13: 305-18.
6. Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord*. 1992; 5: 383-9.
7. Seidel H, Beyer H, Bräuer D. Electromyographic evaluation of back muscle fatigue with repeated sustained contractions of different strengths. *Eur J Appl Physiol*. 1987; 56: 592-602.
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: 1300-5.
9. Biering-Sorensen F. Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine*. 1984; 9: 106-19.
10. Kankaanpää M, Laaksonen D, Taimela S, Kokko S-M, Airaksinen O, Häkkinen O. Age, sex, and body mass index as determinants of back and hip extensor fatigue in the isometric Sorensen back endurance test. *Arch Phys Med Rehabil*. 1998; 79: 1069-75.
11. Mannion AF, Dolan P. Electromyographic median frequency changes during isometric contraction of the back extensors to fatigue. *Spine*. 1994; 19: 9.
12. Tsuboi T, Satou T, Egawa K, Izumi Y, Miyazaki M. Spectral analysis of electromyogram in lumbar muscles: fatigue induced contraction. *Eur J Appl Physiol*. 1994; 69: 361-6.
13. Luoto S, Heliovaara M, Hurri H, Alaranta H. Static back endurance and risk of low-back pain. *Clin Biomech*. 1995; 10: 323-4.
14. MacIntosh JE, Bogduk N. The biomechanics of the lumbar multifidus. *Clin Biomech*. 1986; 1: 205-13.
15. Sparto PJ, Parnianpour M, Reinsel TE, Simon S. Spectral and temporal measures of trunk extensor electromyography to an isometric endurance test. *Spine*. 1997; 22: 418-26.

