

ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS ERETORES DA ESPINHA
DURANTE CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA CONTÍNUA EM DIFERENTES NÍVEIS
DE CARGA: EFEITO DE UM PROTOCOLO DE TREINAMENTO DE
RESISTÊNCIA ISOMÉTRICA.

FERNANDO SÉRGIO SILVA BARBOSA

Dissertação apresentada ao Instituto de
Biotecnologia do Campus de Rio Claro,
Universidade Estadual Paulista, como parte
dos requisitos para obtenção do título de
Mestre em Ciências da Motricidade (Área
de Motricidade Humana)

RIO CLARO
Estado de São Paulo – Brasil
Agosto/2005

ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS ERETORES DA ESPINHA
DURANTE CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA CONTÍNUA EM DIFERENTES NÍVEIS
DE CARGA: EFEITO DE UM PROTOCOLO DE TREINAMENTO DE
RESISTÊNCIA ISOMÉTRICA.

FERNANDO SÉRGIO SILVA BARBOSA

Orientador: PROF. DR. MAURO GONÇALVES

Dissertação apresentada ao Instituto de
Biociências do Campus de Rio Claro,
Universidade Estadual Paulista, como parte
dos requisitos para obtenção do título de
Mestre em Ciências da Motricidade (Área
de Motricidade Humana)

RIO CLARO
Estado de São Paulo – Brasil
Agosto/2005

DEDICATÓRIA

Aos meus pais Sérgio Ferreira Barbosa e Antônia da Silva Barbosa.

Ao meu filho Leonardo Henri Azevedo Barbosa.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, pelo dom da vida, e também por ter me dado saúde e força para que eu pudesse concluir esta pesquisa.

Aos meus pais, Sérgio Ferreira Barbosa e Antônia da Silva Barbosa, pela confiança e apoio em mais esta etapa da minha vida.

Ao meu filho, meu pequeno herói, de quem estive distante durante a maior parte do tempo em que realizei este curso e que mesmo sem saber dava-me paz e força para continuar com suas palavras.

À minha irmã Ana Cláudia Silva Barbosa, por sua dedicação como irmã, filha e madrinha ao longo desses anos.

A todos os familiares e amigos que de alguma forma contribuíram para que eu pudesse concluir este curso.

Pela oportunidade e confiança no meu trabalho, agradeço ao meu orientador Professor Doutor Mauro Gonçalves, cuja admiração por sua competência e capacidade profissional é facilmente justificável por sua evidente dedicação ao ensino e pesquisa, mas que ao mesmo tempo, revela-se uma pessoa absolutamente atenta aos sentimentos humanos.

À equipe do Laboratório de Biomecânica da UNESP de Rio Claro, formada por pessoas competentes e dedicadas, que por meio de constantes discussões permitiram, sob a orientação do coordenador do laboratório, a continuidade de um trabalho reconhecidamente de alto rigor científico.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelo suporte financeiro.

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO GERAL.....	1
TEMÁTICA CENTRAL.....	2
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	10
ARTIGO 1.....	15
RESUMO.....	15
1 INTRODUÇÃO.....	17
2 METODOLOGIA.....	19
2.1 Voluntários.....	19
2.2 Postura e Estação de Teste.....	19
2.3 Determinação da CIVM.....	21
2.4 Contrações Sub-Máximas.....	21
2.5 Eletromiografia.....	21
2.6 Tratamento dos Dados.....	23
2.7 Análise Estatística.....	24
3 RESULTADOS.....	25
4 DISCUSSÃO.....	29
5 CONCLUSÃO.....	32
6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	33
ARTIGO 2.....	37
RESUMO.....	37
1 INTRODUÇÃO.....	39
2 METODOLOGIA.....	42

2.1 Voluntários.....	42
2.2 Postura e Estação de Teste.....	42
2.3 Determinação da CIVM.....	44
2.4 Contrações Sub-Máximas.....	44
2.5 Eletromiografia.....	44
2.6 Tratamento dos Dados.....	46
2.7 Análise Estatística.....	47
3 RESULTADOS.....	48
4 DISCUSSÃO.....	51
5 CONCLUSÃO.....	54
6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	55
ARTIGO 3.....	60
RESUMO.....	60
1 INTRODUÇÃO.....	62
2 METODOLOGIA.....	67
2.1 Voluntários.....	67
2.2 Postura e Estação de Teste.....	67
2.3 Determinação da CIVM.....	69
2.4 Contrações Sub-Máximas.....	69
2.5 Eletromiografia.....	69
2.6 Tratamento dos Dados.....	71
2.7 Análise Estatística.....	71
3 RESULTADOS.....	73
4 DISCUSSÃO.....	77

5 CONCLUSÃO.....	80
6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	81
ARTIGO 4.....	86
RESUMO.....	86
1 INTRODUÇÃO.....	88
2 METODOLOGIA.....	91
2.1 Voluntários.....	91
2.2 Postura e Estação de Teste.....	91
2.3 Determinação da CIVM.....	93
2.4 Contrações Sub-Máximas.....	94
2.5 Eletromiografia.....	94
2.6 Tratamento dos Dados.....	96
2.7 Treinamento de Resistência Isométrica dos Músculos Eretores da Espinha.....	96
2.8 Detalhamento do Teste e Re-Teste.....	98
2.9 Análise Estatística.....	98
3 RESULTADOS.....	100
4 DISCUSSÃO.....	106
5 CONCLUSÃO.....	108
6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	109
CONCLUSÕES GERAIS.....	114

INTRODUÇÃO GERAL

A presente dissertação encontra-se com uma formatação cuja temática foi estruturada em quatro artigos, os quais poderiam ser considerados capítulos. Visto que a publicação encontra-se como um próximo passo após a conclusão da pesquisa, e considerando ainda, a possibilidade da obtenção de uma análise prévia de seu conteúdo por uma banca examinadora, nos pareceu plausível e eficaz já apresentar os resultados possivelmente preparados para o seu encaminhamento às revistas científicas de reconhecido fator de impacto.

Com isso, embora a metodologia apresente-se muito semelhante entre cada artigo, na introdução estarão sendo abordados os temas referentes aos objetivos particulares de cada artigo, sendo para isso, realizada uma revisão de literatura específica do tema a ser abordado em cada um deles.

Da mesma forma, a partir dos resultados obtidos, as discussões serão conduzidas de forma muito particular, explorando e interagindo com possíveis similaridades e divergências em relação a estudos prévios, visando estabelecer conclusões que contribuam para um melhor entendimento de aspectos relacionados com os músculos eretores da espinha e a eletromiografia.

TEMÁTICA CENTRAL DA INVESTIGAÇÃO

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) demonstraram que em 2003 foram registrados 387.905 acidentes de trabalho, dentre os quais 20.341 foram relacionados com a coluna vertebral. Aproximadamente 50% desses acidentes foram cadastrados no INSS como dor na coluna vertebral. Em 2003, esses números contribuíram com a quantidade acumulada de 2.966.599 benefícios concedidos, e somaram R\$ 1.355.900 em pagamentos de benefícios (DATAPREV, CAT, 2003).

Em comum, as patologias da coluna vertebral são responsáveis por alterações na estrutura e função deste segmento corporal, as quais são comumente associadas com dor presente predominantemente na coluna lombar (MALUF; SAHRMANN; VAN DILLEN, 2000; ELFVING; DEDERING; NÉMETH, 2003).

Por outro lado, a presença de dor lombar sem a existência de patologias 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 de músculos lombares (BIERING-SORENSEN, 1984; NICOLAISEN; JORGENSEN, 1985; HULTMAN; NORDIN; SARASTE et al., 1993).

A estabilidade estática e dinâmica da coluna vertebral é possível pela ação em conjunto de tecidos passivos e elementos contráteis deste segmento (PANJABI, 1992; LARIVIÈRE; ARSENAULT; GRAVEL et al., 2003). Com o comprometimento da função dos músculos da coluna vertebral como consequência, por

exemplo, da fadiga muscular, sobrecargas excessivas são impostas sobre os elementos passivos da coluna lombar (discos intervertebrais, cápsulas e ligamentos) promovendo a deformação plástica destas estruturas sensíveis à distensão, e conseqüentemente, a dor lombar (SEIDEL; BEYER; BRÄUER, 1987).

Por esse motivo, o comportamento da fadiga muscular, definida como uma redução na capacidade do sistema neuromuscular em gerar força (BIGLAND-RITCHIE; DONOVAN; ROUSSOS, 1984), de músculos da coluna vertebral, e em particular de músculos da região lombar, tem sido comumente estudado com o objetivo de melhor entender sua relação com a sobrecarga da coluna vertebral. Nesse sentido, a análise da atividade eletromiográfica (EMG) desses músculos constituem uma alternativa bastante importante para o entendimento do efeito de contrações musculares sub-máximas necessárias para a realização de atividades da vida diária, trabalho e esporte sobre a fadiga muscular.

Para essa finalidade, a realização de contrações sub-máximas dos músculos eretores da espinha com os voluntários posicionados em pé (CARDOZO; GONÇALVES; GAUGLITZ, 2004), sentados (ELFVING; DEDERING; NÉMETH, 2003) ou em decúbito ventral (CLARK; MANINI; PLOUTZ-SNYDER, 2003) tem se destacado como parte dos protocolos experimentais, nos quais esforços em extensão (LARIVIÈRE; ARSENAULT; GRAVEL et al., 2003) e rotação lateral (KUMAR; NARAYAN; GARAND, 2003) da coluna vertebral são realizados.

Biering-Sorensen (1984) em particular, propôs um teste no qual os voluntários são posicionados em decúbito ventral sobre uma mesa de teste onde os membros inferiores são fixados por meio de cintos e os membros superiores são cruzados em frente ao tórax tocando o ombro contra-lateral. Nessa posição, os

voluntários são orientados a manterem o tronco em posição horizontal e paralela ao solo por meio de contrações isométricas realizadas até a exaustão.

O tempo de resistência isométrica (TRI), definido como o tempo de manutenção da postura proposta até a exaustão, é registrado. Os resultados encontrados por Biering-Sorensen (1984) demonstraram que homens com história de dor lombar, mas sem a presença deste sintoma no momento de realização do teste apresentaram um 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.

Luoto; Heliovaara; Hurri et al. (1995) também demonstraram que 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.

A realização de outros estudos utilizando a postura proposta por Biering-Sorensen (1984) (MANNION; DOLAN, 1994; SPARTO; PARNIANPOUR; REINSEL et al., 1997; KANKAANPÄÄ; LAAKSONEN; TAIMELA et al., 1998) ou implementando o teste com relação à forma de execução original (SEIDEL; BEYER; BRÄUER, 1987; YOSHITAKE; UE; MIYAZAKI et al., 2001), permitiu a obtenção de resultados semelhantes, e que predominantemente, evidenciam uma relação direta entre a qualidade da resistência isométrica dos músculos eretores da espinha lombares e o TRI. Foi a partir desses resultados que pesquisadores passaram a sugerir que a fadiga dos músculos eretores da espinha pode representar um fator de risco para o desenvolvimento da dor lombar.

Contudo, a análise apenas do TRI constitui um procedimento altamente dependente da motivação do paciente para sua validade (MANNION; DOLAN, 1994), 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 dos músculos eretores da espinha. 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 (MANNION; DOLAN, 1994; SPARTO; PARNIANPOUR; REINSEL et al., 1997; KANKAANPÄÄ; LAAKSONEN; TAIMELA et al., 1998), 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 como consequência de diferentes atividades realizadas no dia-a-dia.

Parâmetros temporais e espectrais têm sido comumente propostos para essa finalidade, destacando-se entre a *root mean square* (RMS) e a frequência mediana (FM) respectivamente.

A RMS é definida essencialmente como um procedimento matemático que eleva ao quadrado cada valor no sinal EMG, calcula a média desses valores e, então, obtém a raiz quadrada desse valor médio (SODERBERG; COOK, 1984). Outros parâmetros temporais como o RMS pico (RMSP), correspondente ao valor de RMS de maior amplitude, também tem sido utilizado (FINSTERER, 2001).

Entre os parâmetros espectrais, a FM que constitui um valor correspondente a frequência que divide a área do espectro de frequência em duas partes iguais é o mais comumente utilizado em estudos de fadiga muscular. Entretanto, embora em um menor de estudos, outros parâmetros obtidos também do espectro de frequência

do sinal EMG como a frequência média (F_m), a potência total (PT), a potência pico (PP) e a frequência da potência pico (FPP), também são utilizados (KUMAR; NARAYAN, 1998; FINSTERER, 2001).

A forma mais comum de utilização desses parâmetros temporais ou espectrais em estudos de fadiga muscular, ocorre por meio da obtenção de uma determinada variável EMG em intervalos de tempo específicos durante a realização de contrações sub-máximas até a exaustão. Por meio de um procedimento de regressão linear desses valores em função do TRI, é possível obter uma linha de tendência e a partir de sua inclinação ou *slope* é possível estimar a ocorrência e o nível de fadiga dos músculos avaliados.

Nos últimos anos, após a verificação da possibilidade de avaliar a fadiga dos músculos eretores da espinha lombares em protocolos variados, os pesquisadores têm direcionado seus esforços no sentido de utilizar seus respectivos protocolos para a prevenção, avaliação e tratamento de problemas na coluna lombar.

Particularmente, o exercício terapêutico destinado ao treinamento de músculos da região lombar tem recebido atenção especial por parte dos pesquisadores, o que é justificado pela bem documentada relação da resistência isométrica destes músculos com a presença de dor lombar (LARIVIÈRE; ARSENAULT; GRAVEL et al., 2003), e por este motivo, protocolos de treinamento envolvendo a realização de contrações isométricas sub-máximas têm sido propostos (MOFFROID; HAUGH; HAIG et al., 1993; CHOK; LEE; LATIMER et al., 1999; SUNG, 2003). Adicionalmente, alterações no trofismo de músculos lombares também têm sido encontradas em populações portadoras de dor lombar, justificando ainda mais esse tipo de intervenção terapêutica.

Hides; Stokes; Said et al. (1994); Hides; Richardson; Jull (1996) demonstraram que após um primeiro episódio de dor lombar, ocorre rápida atrofia nos músculos eretores da espinha que persiste mesmo após a resolução dos sintomas. Contudo, com a inclusão de exercícios de extensão do tronco no plano de tratamento de pacientes portadores de patologias da coluna vertebral, essa atrofia é reversível e a recorrência da dor lombar é reduzida. Contudo, existe controvérsia quanto à eficácia dos protocolos de treinamento específicos existentes até o momento, visto que recorrência da dor lombar tem demonstrado ocorrer dentro de seis semanas após o início do tratamento (DEYO; PHILIPS, 1996).

Moffroid; Haugh; Haig et al. (1993) avaliaram os efeitos de um protocolo de exercício de resistência isométrica para os músculos eretores da espinha realizados de forma domiciliar diariamente por seis semanas. O TRI demonstrou um aumento significativo de 22% após as seis semanas, contudo modificações significantes não foram encontradas nos parâmetros EMG avaliados.

Chok; Lee; Latimer et al. (1999) avaliaram os efeitos de seis semanas de treinamento dos músculos eretores da espinha sobre a intensidade da dor lombar e TRI de uma população de pacientes. Após três e seis semanas de treinamento pacientes portadores de dor lombar submetidos ao treinamento foram comparados com pacientes controle que não realizaram o treinamento, e os resultados não demonstraram nenhuma diferença entre ambos os grupos.

Sung (2003) acompanhou o treinamento de homens e mulheres portadores de dor lombar crônica por um período de quatro semanas utilizando exercícios de estabilização do tronco realizados três vezes por semana, e nenhuma mudança

significante foi encontrada no TRI e nas características da dor lombar presentes nos pacientes.

Todos esses resultados talvez expliquem o número limitado de estudos envolvendo o treinamento de músculos lombares de populações saudáveis ou portadoras de dor lombar, assim como também permitem afirmar que estudos adicionais precisam ser realizados para definir a melhor intervenção nesse sentido.

Uma possibilidade ainda não testada é a utilização do limiar de fadiga eletromiográfico (EMG_{LF}) como índice para a intensidade de contração a ser utilizada no treinamento dos músculos eretores da espinha.

Esse índice, definido como a mais alta intensidade de força que pode ser sustentada sem evidência EMG de fadiga muscular (MATSUMOTO; ITO; MORITANI, 1991; MORITANI; TAKAISHI; MATSUMOTO, 1993), originalmente foi utilizado em estudos destinados a avaliação do músculo quadríceps durante esforços realizados em ciclo ergômetro.

Cardozo; Gonçalves (2003) adaptaram os procedimentos a partir dos quais o $EMGLF$ era obtido, e demonstraram a possibilidade de identificar este índice com a análise de contrações isométricas sub-máximas dos músculos eretores da espinha.

Entretanto, até o presente momento nenhum estudo foi realizado no sentido de identificar os efeitos de um treinamento dos músculos eretores da espinha em intensidade correspondente ao EMG_{LF} .

Na presente dissertação, esse entre outros temas relacionados com o comportamento dos músculos iliocostal (IL) e multífido (MU) durante contrações isométricas em postura similar a proposta por Biering-Sorensen (1984) serão abordados na forma de artigos.

No artigo 1, os níveis de ativação dos músculos IL e MU em resposta a contrações de intensidades correspondentes a 5%, 10%, 15% e 20% da CIVM serão estudados. O entendimento dessas respostas pode auxiliar na compreensão do comportamento de diferentes músculos lombares em resposta a sobrecargas de diferentes intensidades, assim como possibilita a prescrição de forma mais precisa, do treinamento de músculos localizados em diferentes níveis vertebrais.

No artigo 2, o comportamento de diferentes parâmetros de amplitude e espectrais obtidos a partir do sinal EMG foi estudado. O comportamento desses parâmetros ao longo do tempo durante contrações isométricas foi estudado, permitindo identificar os padrões de fadiga dos músculos IL e MU durante contrações isométricas sub-máximas.

A fadiga muscular, também foi o tema central do artigo 3. Contudo, uma variável já extensamente utilizada em estudos EMG foi analisada, a RMS. Diferenças na fadiga muscular com relação a intensidade da contração e músculo avaliado foram também consideradas.

Finalmente, no artigo 4, o EMG_{LF} foi utilizado como índice para a definição da intensidade de um protocolo de treinamento de resistência isométrica dos músculos IL e seus efeitos sobre parâmetros mecânicos e EMG foram avaliados.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BIERING-SORENSEN, F. Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. **Spine**, v. 9, p. 106-119, 1984.

BIGLAND-RITCHIE, B.; DONOVAN, E. F.; ROUSSOS, C. S. Conduction velocity and emg power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. **Journal of Applied Physiology**, v. 51, p. 1300-1305, 1981.

CARDOZO, A. C.; GONÇALVES, M. Eletromyographic fatigue threshold of erector spinae muscle induced by a muscular endurance test in health men. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v. 43, p. 377-380, 2003.

_____; _____; GAUGLITZ, A. C. F. Spectral analysis of the electromyograph of the erector spinae muscle before and after a dynamic manual load-lifting test. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, v. 37, p. 1081-1085, 2004.

CHOK, B.; LEE, R.; LATIMER, J. et al. Endurance training of the trunk extensor muscles in people with subacute low back pain. **Physical Therapy**, v. 79, p. 1032-1042, 1999.

CLARK, B. C.; MANINI, T. M.; PLOUTZ-SNYDER, L. L. Derecruitment of the lumbar musculature with fatiguing trunk extension exercise. **Spine**, v. 28, p. 282-287, 2003.

DATAPREV, CAT. **Estatísticas da previdência social.**

<<http://www.mpas.gov.br/12.asp>>. 2003.

DEYO, R. A.; PHILIPS, W. K. Low back pain: a primary care challenge. **Spine**, v. 21, p. 2826-2832, 1996.

ELFVING, B.; DEDERING, A.; NÉMETH, G. Lumbar muscle fatigue recovery in patients with long-term low-back trouble – electromyography and health-related factors. **Clinical Biomechanics**, v. 18, p. 619-630, 2003.

FINSTERER, J. EMG-interference pattern analysis. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 11, p. 231-246, 2001

HIDES, J. A.; STOKES, M. J.; SAID, G. A. et al. Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms in patients with acute/subacute low back pain. **Spine**, v. 19, p. 165-172, 1994.

HIDES, J. A.; RICHARDSON, C. A.; JULL, G. A. Multifidus recovery is not automatic after resolution of acute, first episode low back pain. **Spine**, v. 21, p. 2763-2769, 1996.

HULTMAN, G.; NORDIN, M.; SARASTE, H. et al. Body composition, endurance, strength, cross-sectional area, and density of mm erector spinae in men with and without low back pain. **Jornal of Spinal Disorders**, v. 6, p. 114-123, 1993.

KANKAANPÄÄ, M.; LAAKSONEN, D.; TAIMELA, S. et al. Age, sex, and body mass index as determinants of back and hip extensor fatigue in the isometric Sorensen back endurance test. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 79, p. 1069-1075, 1998.

_____; _____. Spectral parameters of trunk muscles during fatiguing isometric axial rotation in neutral posture. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 8, p. 257-267, 1998.

KUMAR, S.; NARAYAN, Y.; GARAND, D. An electromyographic study of isokinetic axial rotation in young adults. **The Spine Journal**, v. 3, p. 46-54, 2003

LARIVIÈRE, C.; ARSENAULT, A. B.; GRAVEL, D. et al. Surface electromyography assessment of back muscle intrinsic properties. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, p. 305-318, 2003.

LUOTO, S.; HELIOVAARA, M.; HURRI, H. et al. Static back endurance and the risk of low back pain. **Clinical Biomechanics**, v. 10, p. 323-324, 1995.

MANNION, A. F.; DOLAN, P. Electromyographic median frequency changes during isometric contraction of the back extensors to fatigue. **Spine**, v. 19, p. 1223-1229, 1994.

MATSUMOTO, T.; ITO, K.; MORITANI, T. The relationship between anaerobic threshold and electromyographic fatigue threshold in college women. **European Journal of Applied Physiology**, v. 63, p. 1-5, 1991.

MOFFROID, M. T.; HAUGH, L. D.; HAIG, A. J. et al. Endurance training of trunk extensor muscles. **Physical Therapy**, v. 73, p. 10-17, 1993.

MORITANI, T.; TAKAISHI, T.; MATSUMOTO, T. Determination of maximal power output at neuromuscular fatigue threshold. **Journal of Applied Physiology**, v. 74, p. 1729-1734, 1993.

NICOLAISEN, T.; JORGENSEN, K. Trunk strength, back muscle endurance and low back trouble. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 17, p. 121-127, 1985.

PANJABI, M. M. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. **Journal of Spinal Disorders**, v. 5, p. 383-389, 1992.

SEIDEL, H.; BEYER, H.; BRÄUER, D. Electromyographic evaluation of back muscle fatigue with repeated sustained contractions of different strengths. **European Journal of Applied Physiology**, v. 56, p. 592-602, 1987.

SODERBERG, G. L.; COOK, T. M. Electromyography in biomechanics. **Physical Therapy**, v. 64, p. 1813-1820, 1984.

SPARTO, P. J.; PARNIANPOUR, M.; REINSEL, T. E. et al. Spectral and temporal responses of trunk extensor electromyography to an isometric endurance test. **Spine**, v. 22, p. 418-426, 1997.

SUNG, P. S. Multifidi muscles median frequency before and after spinal stabilization exercises. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 84, p. 1313-1318, 2003.

YOSHITAKE, Y.; UE, H.; MIYAZAKI, M. et al. Assessment of lower-back muscle fatigue using electromyography, mecanomyography, and near-infrared spectroscopy. **European Journal of Applied Physiology**, v. 84, p. 174-179, 2001.

ARTIGO 1: ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS ILIOCOSTAL E MULTÍFIDO DURANTE CONTRAÇÕES ISOMÉTRICAS SUB-MÁXIMAS: UM ESTUDO CINESIOLÓGICO

RESUMO

As contrações isométricas dos músculos eretores da espinha têm demonstrado ser um importante recurso terapêutico para o tratamento de problemas da coluna vertebral. Particularmente, para o treinamento de músculos lombares, diferentes posturas vêm sendo propostas, destacando-se entre elas a extensão isométrica do tronco em decúbito ventral. Embora um grande número de estudos tenha utilizado essa postura como parte dos procedimentos experimentais, comumente são utilizadas contrações em intensidade suficiente apenas para a manutenção do tronco suspenso contra a ação da gravidade, sendo negligenciados os efeitos de intensidades de contração mais altas sobre a ativação de diferentes músculos lombares. Nesse sentido, o objetivo do presente estudo foi avaliar a ativação dos músculos iliocostal direito (IL-D) e esquerdo (IL-E), e multífido direito (MU-D) e esquerdo (MU-E) durante contrações isométricas em intensidades correspondentes a porcentagens da contração isométrica voluntária máxima (CIVM). Participaram do estudo nove voluntários saudáveis do gênero masculino. Os voluntários foram posicionados em decúbito ventral com os membros inferiores e a pelve fixos à mesa de teste. Inicialmente, foi determinada a CIVM de cada voluntário. Em um único dia de teste foram realizadas três contrações de cinco segundos de duração tracionando uma célula de carga. Um intervalo de cinco minutos entre cada contração foi estabelecido para o repouso dos voluntários. A média dos três

esforços foi definida como a CIVM. Em outros quatro dias de teste, foram realizadas contrações sub-máximas em intensidades correspondentes a 5%, 10%, 15% e 20% da CIVM com intervalo mínimo de 24 e máximo de 72 horas entre cada contração. Em ambas as etapas do estudo, as atividades eletromiográficas dos músculos IL e MU foram registradas. Os resultados demonstraram que predominantemente os músculos avaliados apresentaram uma ativação similar independente da intensidade da contração. A comparação da ativação dos músculos IL e MU revelou diferença significativa apenas na intensidade de contração correspondente a 5% da CIVM. A comparação entre músculos contra-laterais não revelou diferença significativa na ativação muscular independente da intensidade da contração. Desse modo, o presente estudo aponta para a existência de uma solicitação similar de diferentes músculos lombares durante contrações musculares em intensidades de 5% a 20% da CIVM. Ao mesmo tempo, além de possibilitar identificar um padrão similar de ativação de músculos localizados em diferentes níveis lombares, o presente estudo permitiu destacar a importância do controle postural para a distribuição dos esforços isométricos similarmente entre músculos contra-laterais.

Palavras-chave: extensão do tronco, contração isométrica, eretores da espinha, eletromiografia, nível de ativação.

1 INTRODUÇÃO

O exercício como recurso terapêutico para a prevenção e tratamento da dor lombar tem recebido atenção especial desde a última década (CHOK; LEE; LATIMER et al., 1999; SUNG, 2003), sendo sua utilização justificada por estudos que demonstraram que a força e resistência isométrica dos músculos eretores da espinha estão relacionadas com a integridade física e funcional da coluna vertebral (LATIMER; MAHER; REFSHAUGE et al., 1999; LARIVIÈRE; ARSENAULT; GRAVEL et al., 2003).

A fadiga muscular em particular, definida com a incapacidade do sistema músculo-esquelético de gerar força ou realizar trabalho (BIGLAND-RITCHIE; DONOVAN; ROUSSOS, 1981), tem demonstrado ser um importante fator etiológico para o desenvolvimento da dor lombar. Segundo Roy; De Luca; Casavant (1989) os tecidos passivos (cápsulas, ligamentos e discos intervertebrais) da coluna vertebral passam a ser sobrecarregados após os elementos ativos (músculos) tornarem-se menos efetivos como consequência da fadiga muscular.

Em adição, alguns estudos demonstraram que após um episódio de dor lombar, ocorre rápida atrofia dos músculos eretores da espinha da região lombar que persiste mesmo após a resolução dos sintomas (HIDES; STOKES; JULL et al., 1994; HIDES; RICHARDSON; JULL, 1996), o que coloca em risco de recorrência sintomática o paciente com alta para retomar suas atividades diárias. Com exercícios de extensão do tronco a atrofia de músculos lombares é reversível e as chances de recorrência da dor lombar são minimizadas (HIDES; RICHARDSON; JULL, 1996).

Como alternativa de postura para a realização de exercícios de extensão do tronco destaca-se o decúbito ventral (CLARK; MANINI; MAYER et al., 2002). Essa postura tem sido comumente considerada para essa finalidade por oferecer uma alternativa de baixo custo na qual a massa do tronco é utilizada como resistência (MAYER; VERNA; MANINI et al., 2002).

Contudo, o número de estudos realizados com objetivo de avaliar o padrão de ativação de músculos lombares durante a realização desse tipo exercício é bastante limitado. Usualmente, apenas um nível vertebral é avaliado e os efeitos das contrações cujas intensidades ultrapassam aquela necessária para suportar apenas a massa do tronco são pouco conhecidos.

Considerando essas informações, o objetivo do presente estudo foi avaliar a ativação dos músculos iliocostal (IL) e multífido (MU) durante a extensão isométrica do tronco em diferentes intensidades, correspondentes a porcentagens da contração isométrica voluntária máxima (CIVM).

2 METODOLOGIA

2.1 Voluntários

Participaram do presente estudo nove voluntários do gênero masculino, saudáveis, sem história de dor lombar nas quatro semanas que antecederam o estudo (HIDES; RICHARDSON; JULL, 1996) e com as seguintes características demográficas: idade 22.55 ± 1.87 anos, estatura 175.16 ± 5.61 cm e massa corpórea 73.77 ± 11.32 Kg.

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.

2.2 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 contração no momento dos esforços sub-máximos. Durante a realização dos esforços, 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).

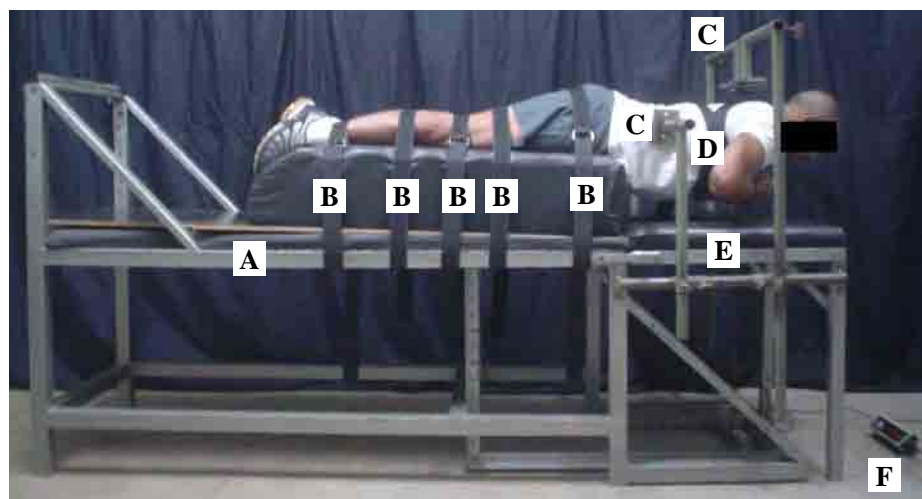


Figura 1 – Postura e estação de teste utilizada no estudo. A: mesa de teste; B: cintos de segurança; C: limitadores de movimento; D: colete; E: célula de carga; F: indicador digital.

2.3 Determinação da CIVM

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

2.4 Contrações Sub-Máximas

Em outros quatro dias de teste, com intervalo de no mínimo 24 horas e no máximo 72 horas entre cada dia, foram realizadas contrações até a exaustão do voluntário em intensidades de 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 mantê-los no mínimo um minuto na posição estabelecida para o teste.

A exaustão do voluntário foi definida como o abaixamento do tronco pela impossibilidade de continuar mantendo a postura padronizada para as contrações sub-máximas ou a variação da intensidade da contração a ser sustentada maior do que 1 kg.

2.5 Eletromiografia

A atividade eletromiográfica (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 bilateralmente sobre os músculos iliocostal no nível do espaço interespinal de L2-L3 deslocados 6 cm lateralmente (Figura 2A), e multífido no nível de L4-L5 deslocados 3 cm lateralmente (Figura 2B) (DE FOA; FORREST; BIEDERMANN, 1989; TSUBOI; SATOU; EGAWA et al., 1994). A distância inter-eletrodos foi de 3 cm centro a centro. Previamente a colocação dos eletrodos foi realizada tricotomia, abrasão suave da pele com lixa fina e limpeza da pele com álcool.

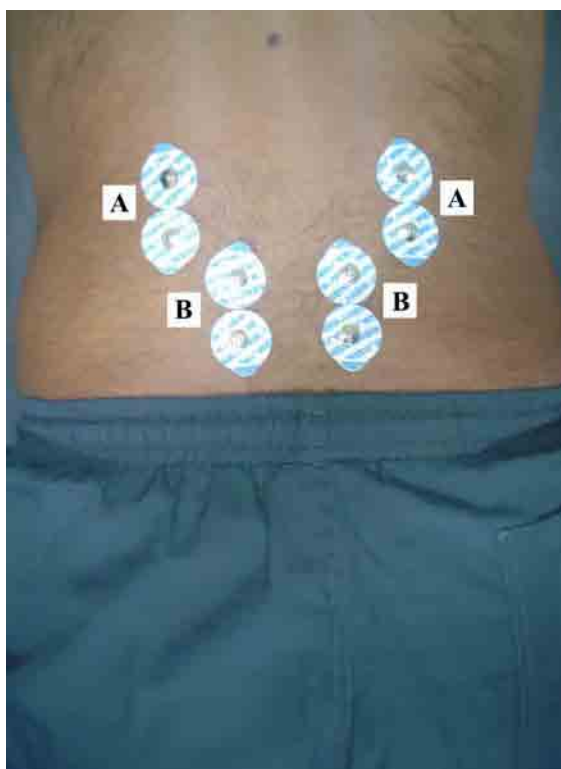


Figura 2 – Posicionamento dos eletrodos. A: músculos iliocostais; B: músculos multífidos.

Para a captação das atividades 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) nos

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 de 1000 Hz (Aqdados 4, Lynx Tecnologia Eletrônica LTDA., São Paulo, SP, Brasil).

2.6 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, a cada 0.5 segundo.

Para analisar a amplitude do sinal EMG, os três primeiros valores de RMS foram normalizados em relação a CIVM de maior intensidade realizada no primeiro dia de teste. Em seguida foi realizada a média desses valores, a qual representou a ativação de cada músculo avaliado necessária para a realização das contrações sub-máximas.

Esse procedimento minimizou possíveis interferências da fadiga muscular no padrão de ativação ao mesmo tempo em que permitiu a comparação entre os músculos estudados.

2.7 Análise Estatística

A normalidade dos dados foi testada por meio do teste de Kolmogorov-Smirnov e a estatística paramétrica foi utilizada.

A comparação da atividade EMG de cada músculo em resposta as contrações isométricas de diferentes intensidades foi realizada utilizando a análise de variância (ANOVA) e teste *post hoc* Tukey.

As atividades EMG dos músculos IL e MU durante as contrações isométricas de diferentes intensidades foram comparadas por meio do teste T de *Student* para amostras independentes. O mesmo teste foi utilizado para comparar a atividade EMG de músculos localizados no lado direito e esquerdo da coluna vertebral.

Em todos os testes estatísticos, a significância estatística foi alcançada com $p < 0.05$.

3 RESULTADOS

Intensidades de contração correspondentes a 5%, 10%, 15% e 20% da CIVM demonstraram serem responsáveis por uma ativação similar nos músculos IL direito (IL-D) e esquerdo (IL-E), e MU direito (MU-D) e esquerdo (MU-E).

Diferença significativa esteve presente apenas no músculo IL-D na comparação entre 5% e 20% da CIVM ($p=0,02$) (Figura 3 IL-D), enquanto que nos músculos MU-D ($p=0.21$) (Figura 3 MU-D), IL-E ($p=0.32$) (Figura 3 IL-E) e MU-E ($p=0.26$) (Figura 3 MU-E) nenhuma diferença significativa foi observada.

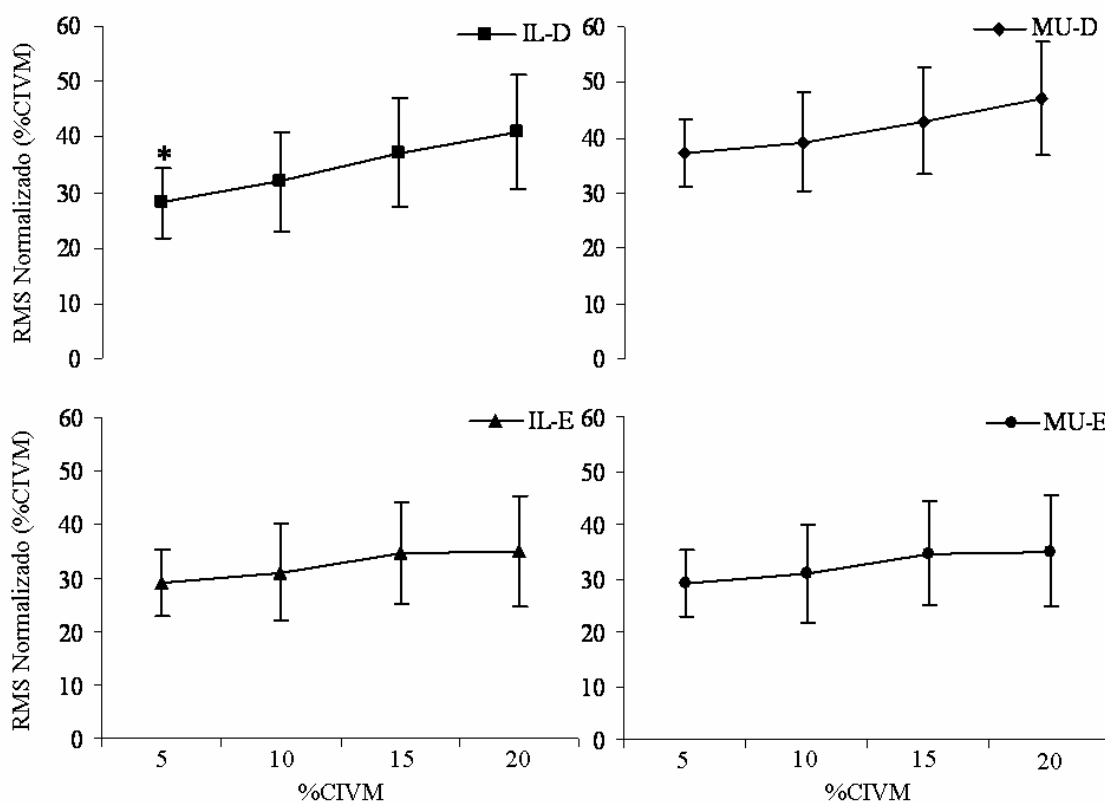


Figura 3 – Atividades eletromiográficas (valores de *root mean square* [RMS] normalizados) dos músculos iliocostal direito (IL-D) e esquerdo (IL-E), multífido direito (MU-D) e esquerdo (MU-E) durante contrações isométricas realizadas a 5%, 10%, 15% e 20% da contração isométrica voluntária máxima (CIVM).

*diferença significativa em relação a 20%.

As comparações entre os músculos IL-D e MU-D (Figura 4A), IL-E e MU-E (Figura 4B) demonstraram que, independente da intensidade da contração, ambos os músculos apresentaram uma atividade EMG similar, com exceção do músculo IL-D e MU-D na contração a 5% da CIVM ($p=0.02$).

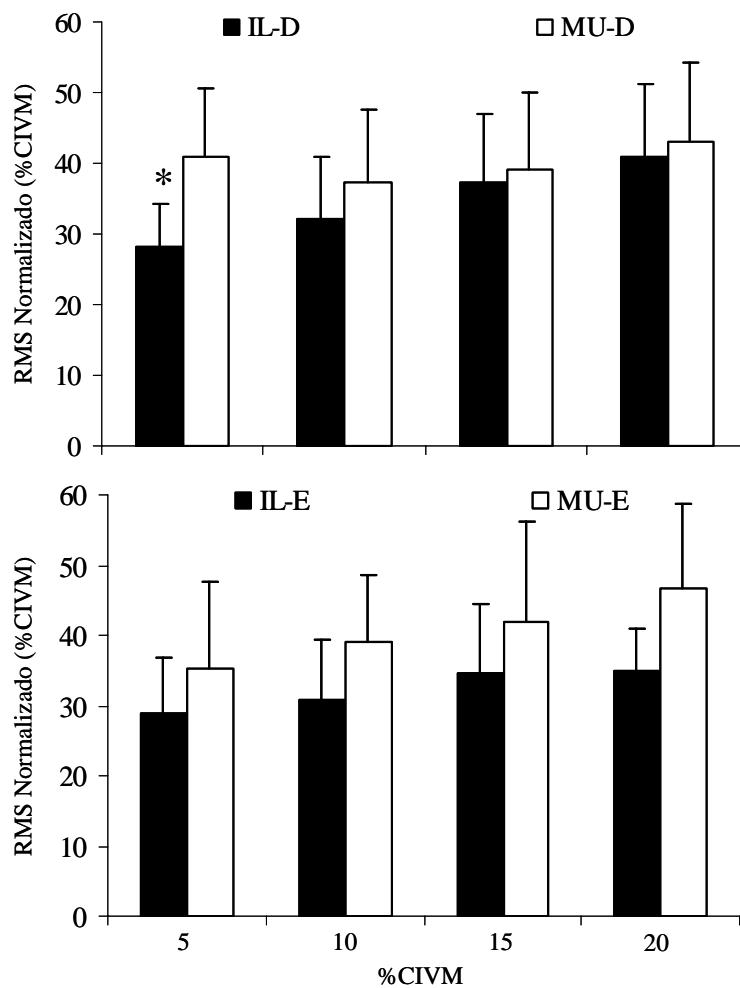


Figura 4 – Comparações das atividades eletromiográficas (valores de *root mean square* [RMS] normalizados) dos músculos iliocostal direito (IL-D) e multífido direito (MU-D) (Figura 4A), e dos músculos iliocostal esquerdo (IL-E) e multífido esquerdo (MU-E) (Figura 4B) obtidas durante contrações isométricas realizadas a 5%, 10%, 15% e 20% da contração isométrica voluntária máxima (CIVM).

*diferença significativa em relação ao MU-D.

Quando os músculos IL-D e IL-E (5A), MU-D e MU-E (Figura 5B) foram comparados nas diferentes intensidades de contração, diferenças significantes não foram encontradas.

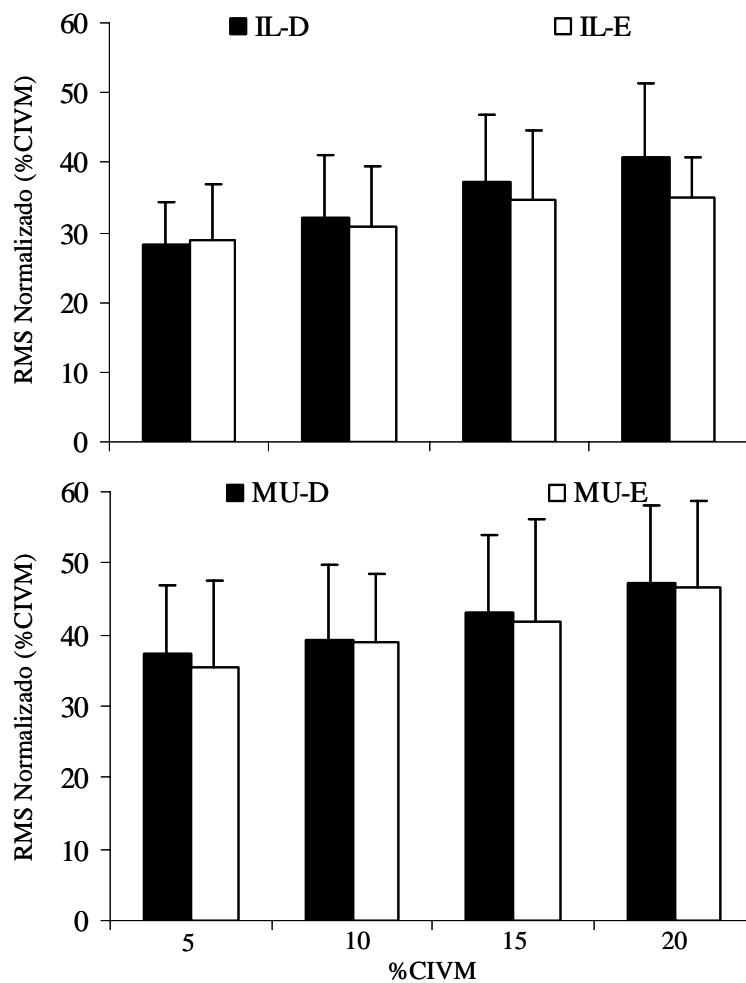


Figura 5 – Comparações das atividades eletromiográficas (valores de *root mean square* [RMS] normalizados) dos músculos iliocostal direito (IL-D) e esquerdo (IL-E) (Figure 5A), e dos músculos multífido direito (MU-D) e esquerdo (MU-E) (Figura 5B) obtidas durante contrações isométricas realizadas a 5%, 10%, 15% e 20% da contração isométrica voluntária máxima (CIVM).

4 DISCUSSÃO

Comumente, em exercícios de extensão isométrica do tronco para o treinamento dos músculos eretores da espinha e reabilitação de disfunções na coluna lombar, apenas a massa do tronco é utilizada como resistência (MOFFROID; HAUGH; HAIG et al., 1993). No presente estudo, o efeito de intensidades de contração superiores à necessária para a sustentação da massa do tronco foi avaliado e os resultados demonstraram pouco efeito destas contrações sobre possíveis modificações na intensidade da ativação dos músculos IL e MU.

No presente estudo, níveis de atividade EMG em média de $28.57\% \pm 7.01\%$, $31.49\% \pm 8.68\%$, $35.95\% \pm 9.69\%$ e $37.97\% \pm 8.10\%$ da atividade EMG obtida durante a CIVM foram obtidos respectivamente para as contrações de 5%, 10%, 15% e 20% da CIVM nos músculos IL, enquanto que nos músculos MU níveis de atividade EMG correspondentes a $32.59\% \pm 12.07\%$, $36.43\% \pm 13.83\%$, $37.87\% \pm 14.17\%$ e $43.37\% \pm 17.36\%$ da atividade EMG correspondente CIVM foram demonstrados para as mesmas cargas, respectivamente.

Esses valores apresentam-se próximos aos 26% obtidos dos músculos lombares por Plamondon; Marceau; Stainton et al. (1999) e mais distantes daqueles 57% obtidos por Callaghan; Gunning; McGill (1998) durante exercícios de extensão do tronco. Essas diferenças demonstram uma limitação na comparação de resultados obtidos em estudos similares decorrentes de particularidades relacionadas com a postura utilizada para a realização dos exercícios em cada estudo, como a posição das mãos, pelve e membros inferiores (MOFFROID; HAUGH; HAIG et al., 1993; MAYER; VERNA; MANINI et al., 2002).

De acordo com Manniche; Asmussen; Lauritsen et al. (1993); Manniche (1996) o fator mais importante com relação ao treinamento de pacientes portadores de dor lombar crônica por meio de exercícios de contração isométrica, parece ser a dosagem do mesmo (repetição e resistência). Nessa direção, o presente estudo utilizou-se de percentuais de contração relativos a CIVM, o que resultou em uma atividade EMG similar em todos os músculos avaliados, exceto para o músculo IL-D, no qual a atividade EMG em 20% da CIVM apresentou-se significativamente mais alta quando comparada com 5%.

Esses resultados sugerem que o aumento da intensidade da contração de 5% para 20% da CIVM, não são suficientes para promover mudanças significantes no nível de ativação dos músculos IL e MU, o que justifica ainda mais os resultados obtidos em estudos prévios nos quais a utilização apenas da massa do tronco como resistência para o treinamento isométrico de músculos lombares não promoveu melhora na resistência isométrica (MOFFROID; HAUGH; HAIG et al., 1993; SUNG et al., 2003).

Da mesma forma, os níveis de atividade EMG de diferentes músculos lombares assim como de músculos localizados do lado direito e esquerdo da coluna lombar demonstraram serem similares durante as diferentes intensidades de contração muscular, demonstrando possivelmente a existência características histológicas semelhantes nos músculos avaliados no presente estudo (MANNION, 1999).

Ao mesmo tempo, as atividades EMG similares de músculos contralaterais da coluna lombar devem ser consideradas como um aspecto a ser destacado na utilização da estação de teste desenvolvida para o presente estudo, visto que a mesma permitiu um controle importante da extensão isométrica do tronco evitando movimentos

compensatórios, e deste modo, controlando a participação de outros músculos da coluna vertebral.

5 CONCLUSÃO

Exercícios de extensão isométrica do tronco em decúbito ventral quando realizados a 5%, 10%, 15% e 20% da CVM induzem a um mesmo nível de atividade EMG nos músculos IL e MU.

6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BIGLAND-RITCHIE, B.; DONOVAN, E. F.; ROUSSOS, C. S. Conduction velocity and emg power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. **Journal of Applied Physiology**, v. 51, p. 1300-1305, 1981.

CALLAGHAN, J. P.; GUNNING, J. L.; MCGILL, S. M. The relationship between lumbar spine load and muscle-activity during extensor exercises. **Physical Therapy**, v. 78, p. 8-18, 1998.

CHOK, B.; LEE, R.; LATIMER, J. et al. Endurance training of the trunk extensor muscles in people with subacute low back pain. **Physical Therapy**, v. 79, p. 1032-1042, 1999.

CLARK, B. C.; MANINI, T. M.; MAYER, J. M. et al. Electromyographic activity of the lumbar and hip extensors during dynamic trunk extension exercise. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 83, p. 1547-1552, 2002.

DE FOA, J. L.; FORREST, W.; BIEDERMANN, H. J. Muscle fibre direction of longuissimus, iliocostalis and multifidus: landmark-derived reference lines. **Journal of Anatomy**, v. 163, p. 243-247, 1989.

HIDES, J. A.; STOKES, M. J.; JULL, G. A. et al. Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms in patients with acute/subacute low back pain. **Spine**, v. 19, p. 165-172, 1994.

_____; RICHARDSON, C. A.; JULL, G. A. Multifidus recovery is not automatic after resolution of acute, first episode low back pain. **Spine**, v. 21, p. 2763-2769, 1996.

LARIVIÈRE, C.; ARSENAULT, A. B.; GRAVEL, D. et al. Surface electromyography assessment of back muscle intrinsic properties. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, p. 305-318, 2003.

LATIMER, J.; MAHER, C. G.; REFSHAUGE, K. et al. The reliability and validity of the Biering-Sorensen test in asymptomatic subjects and subjects reporting current or previous nonspecific low back pain. **Spine**, v. 24, p. 2085-2090, 1999.

MANNICHE, C.; ASMUSSEN, K.; LAURITSEN, B. et al. Intensive dynamic back exercises with or without hyperextension in chronic back pain after surgery for lumbar disc protusion. **Spine**, v. 18, p. 560-567, 1993.

_____. Clinical benefit of intensive dynamic exercises for low-back-pain. **Scandinavian Journal of Medicine Science in Sports**, v. 6, p. 82-87, 1996.

MANNION, A. F. Fiber type characteristics and function of the human paraspinal muscles: normal values and changes in association with low back pain. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 9, p. 363-377, 1999.

MAYER, J. M.; VERNA, J. L.; MANINI, T. M. et al. Electromyographic activity of the trunk extensor muscles: effect of varying hip position and lumbar posture during roman chair exercise. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 83, p. 1543; 1546, 2002.

MOFFROID, M. T.; HAUGH, L. D.; HAIG, A. J. et al. Endurance training of trunk extensor muscles. **Physical Therapy**, v. 73, p. 10-17, 1993.

PLAMONDON, A.; MARCEAU, C.; STAINTON, S. et al. Toward a better prescription of the prone back extension exercise to strengthen the back muscles. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 9, p. 226-232, 1999.

ROY, S. H.; DE LUCA, C. J.; CASAVANT, D. A. Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. **Spine**, v. 14, p. 992-1001, 1989.

SUNG, P. S. Multifidi muscles median frequency before and after spinal stabilization exercises. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 84, p. 1313-1318, 2003.

TSUBOI, T.; SATOU, T.; EGAWA, K. et al. Spectral analysis of electromyogram in lumbar muscles: fatigue induced endurance contraction. **European Journal of Applied Physiology**, v. 69, p. 361-366, 1994.

ARTIGO 2: CARACTERÍSTICAS ESPECTRAIS E DE AMPLITUDE DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS ILIOCOSTAL E MULTÍFIDO DURANTE CONTRAÇÕES ISOMÉTRICAS SUB-MÁXIMAS

RESUMO

A fadiga dos músculos eretores da espinha tem sido objeto de um grande número de estudos em decorrência da existência de uma possível relação entre esta variável e a ocorrência de disfunções na coluna lombar, responsáveis pelo desenvolvimento de uma sintomatologia bastante limitante, a dor lombar. Dentro desse contexto, a eletromiografia tem demonstrado ser uma ferramenta biomecânica comumente utilizada, permitindo avaliar a fadiga muscular por meio da análise de diferentes parâmetros eletromiográficos (EMG). No presente estudo, o objetivo foi verificar o comportamento de diferentes parâmetros de amplitude e frequência durante contrações isométricas de intensidades variadas realizadas até a exaustão. Participaram do estudo 20 voluntários do gênero masculino e saudáveis. Os voluntários foram posicionados em decúbito ventral com a pelve e os membros inferiores fixos à mesa de teste. Inicialmente foi determinada a contração isométrica voluntária máxima (CIVM). Em um mesmo dia foram realizados três esforços máximos e a média desses esforços foi definida como a CIVM. Em outros quatro dias, os voluntários realizaram contrações sub-máximas a 5%, 10%, 15% e 20% da CIVM até a exaustão com as atividades EMG dos músculos eretores da espinha sendo simultaneamente registrada. Em ambos os testes, as contrações foram realizadas tracionando uma célula de carga. Os parâmetros EMG avaliados foram a *root mean square* pico (RMSP), a potência total (PT), a

potência pico (PP), a frequência da PP (FPP), a frequência mediana (FM) e a frequência média (Fm). Esses parâmetros foram obtidos de intervalos de 1 segundo a cada 0.5 segundo durante as contrações sub-máximas e em seguida correlacionados com o TRI por meio da correlação linear de Pearson, permitindo a identificação de uma reta e sua respectiva inclinação ou *slope*, variável que permitiu identificar a ocorrência e o nível de fadiga dos músculos avaliados. Os resultados demonstraram a existência *slopes* positivos para o parâmetro temporal RMSP e para os parâmetros espectrais PT e PP, enquanto que os demais parâmetros espectrais, FPP, FM e Fm revelaram *slopes* negativos. Com base nos resultados obtidos, o presente estudo possibilitou a apresentação de dados normativos para o comportamento de variáveis EMG pouco estudadas em músculos da coluna vertebral com relação ao seu comportamento em função do tempo durante testes de fadiga.

Palavras-chave: eretores da espinha, eletromiografia, fadiga muscular, parâmetros espectrais, parâmetros temporais.

1 INTRODUÇÃO

O estudo de parâmetros obtidos a partir de análises realizadas no domínio das frequências revela aspectos da função motora, que não são possíveis de serem identificados por meio de parâmetros de amplitude do sinal eletromiográfico (EMG), obtidos de análises realizadas no domínio do tempo (KUMAR; NARAYAN, 1999).

Particularmente no estudo da fadiga muscular, enquanto diferentes padrões de ativação em função do tempo são demonstrados durante contrações isométricas, revelando um aumento (NG; RICHARDSON; JULL, 1997) ou um decréscimo (SEIDEL; BEYER; BRÄUER, 1987) na amplitude do sinal EMG, os parâmetros espectrais demonstram um consistente decréscimo em função do tempo (MANNION; DOLAN, 1994).

Por essa razão, as características espectrais do sinal EMG obtidas de diferentes grupos musculares têm sido amplamente estudadas e relatadas na literatura (KUMAR; NARAYAN, 1999; KIN; JUNG; HAIGHT, 2005).

Esses estudos revelaram que as características do espectro frequência do sinal EMG ou a sua relação com fatores independentes, como a intensidade da contração muscular, não são uniformes para todos os músculos esqueléticos (ROY; DE LUCA; SCHNEIDER, 1986; BILODEAU; ARSENAULT; GRAVEL, 1990; BILODEAU; ARSENAULT; GRAVEL et al., 1991; KUMAR; NARAYAN, 1998). Esses resultados estão relacionados com as características histológicas particulares de cada músculo, as quais são responsáveis por particularidades também no espectro de frequência e ao mesmo tempo por diferentes padrões de ativação (KUMAR; NARAYAN, 1999).

Em estudos destinados a avaliar os músculos da coluna vertebral, atenção especial tem sido direcionada aos músculos eretores da espinha lombares (LARIVIÈRE; ARSENAULT; GRAVEL et al., 2003) em função de alterações relacionadas com a força e resistência isométrica desses músculos serem associadas com o risco de lesões na coluna lombar (MANNION, 1999). A fadiga muscular em particular tem sido relatada como um importante fator que contribui para a alteração dessas variáveis (CHOK; LEE; LATIMER et al., 1999).

A fadiga muscular, definida como uma redução na capacidade do músculo esquelético em gerar força ou realizar trabalho (BIGLAND-RITCHIE; DONOVAN; ROUSSOS, 1981), promove uma sobrecarga sobre os elementos passivos (cápsulas, ligamentos e discos intervertebrais) responsáveis pela estabilidade da coluna vertebral, resultando em danos a estas estruturas sensíveis a distensão e produzindo dor (CHOK; LEE; LATIMER et al., 1999).

Nesse sentido, o entendimento e a avaliação da fadiga muscular podem ser decisivos para uma adequada intervenção destinada à prevenção e tratamento dos distúrbios da coluna lombar.

Em situação de fadiga muscular induzida por contrações isométricas, o espectro de frequência do sinal EMG é desviado no sentido das baixas frequências (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; MERLETTI; KNAFLITZ; DE LUCA, 1990). Esse comportamento, que ocorre como consequência do aumento no número de componentes de baixa frequência no sinal EMG, tem sido amplamente aceito como representativo da manifestação da fadiga muscular (MOFFROID; HAUGH; HAIG et al., 1993).

Esse fenômeno tem sido mais comumente avaliado por meio da frequência mediana (FM) (LARIVIÈRE; ARSENAULT; GRAVEL et al., 2003),

contudo, outros parâmetros extraídos do espectro de frequência como a potência total (PT), potência pico (PP), frequência da potência pico (FPP) e frequência média (Fm), recentemente também têm sido obtidos para um melhor entendimento dos registros EMG obtidos em contrações fadigantes (KUMAR; NARAYAN, 1998; 1999; KIN; JUNG; HAIGHT, 2005), além dos parâmetros de amplitude como a *root mean square* (RMS) e RMS pico (RMSP) (NG; RICHARDSON; JULL, 1997).

A regressão desses parâmetros obtidos ao longo do tempo de contrações musculares isométricas realizadas até a exaustão ou por períodos de tempo específicos é o método mais comumente utilizado para a identificação da fadiga muscular (SPARTO; PARNIANPOUR; REINSEL et al., 1997). Desta regressão, a inclinação ou *slope* da reta resultante tem sido considerada um parâmetro na identificação da ocorrência e do nível da fadiga muscular (FINSTERER, 2001; KIN; JUNG; HAIGHT, 2005).

Com base nessas informações, ainda persiste o esforço no sentido da busca de protocolos mais reprodutíveis e acessíveis para a identificação da fadiga, e assim, por meio do seu diagnóstico, intervir em atividades esportivas, no trabalho ou de reabilitação com intuito de prevenção de lesões ou mesmo do acompanhamento de terapias.

Nesse sentido, o objetivo do presente estudo foi analisar o comportamento de diferentes parâmetros de amplitude e parâmetros espectrais dos sinais EMG dos músculos iliocostal (IL) e multífido (MU), durante contrações realizadas com diferentes porcentagens da contração isométrica voluntária máxima (CIVM), em função do tempo de contração.

2 METODOLOGIA

2.1 Voluntários

Participaram do presente estudo 20 voluntários do gênero masculino, saudáveis, sem história de dor lombar nas quatro semanas que antecederam o estudo (HIDES; RICHARDSON; JULL, 1996) e com as seguintes características demográficas: idade 21.20 ± 2.04 anos, estatura 175.55 ± 6.25 cm e massa corpórea 70.93 ± 11.49 Kg.

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.

2.2 Postura e Estação de Teste

Para a determinação da CIVM assim como para as contrações sub-máximas os voluntários foram posicionados em decúbito ventral sobre uma mesa de teste.

O movimento a ser realizado em ambos os esforços foi a extensão isométrica da coluna vertebral tracionando uma célula de carga (Kratos 200 Kg, Kratos Dinamômetros LTDA., São Paulo, SP) fixa a um colete 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), o qual permitiu aos voluntários controlarem a intensidade força de tração gerada na célula de carga no momento das contrações sub-máximas. Durante a realização dos esforços, 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, 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 1).

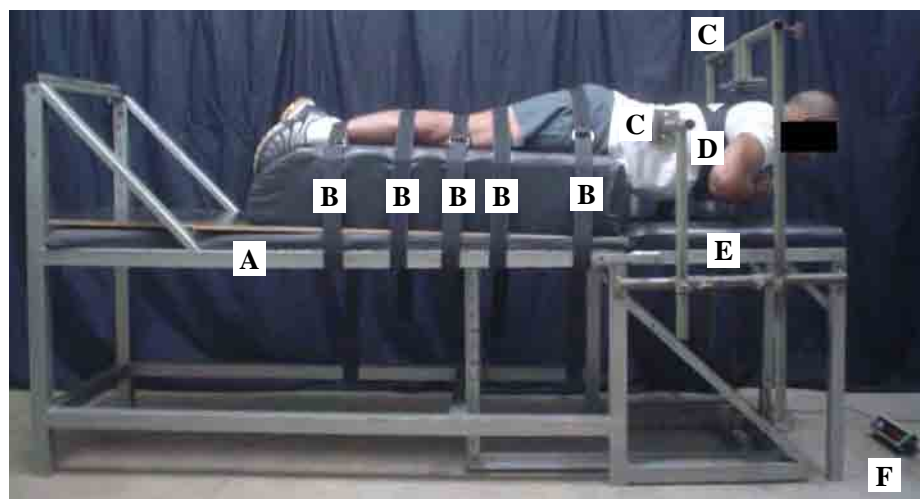


Figura 1 – Postura e estação de teste utilizada no estudo. A: mesa de teste; B: cintos de segurança; C: limitadores de movimento; D: colete; E: célula de carga; F: indicador digital.

2.3 Determinação da CIVM

A CIVM de cada voluntário foi determinada no primeiro dia de teste. Nesse dia, na postura padronizada para o estudo, os voluntários realizaram três CIVM com duração de cinco segundos e intervalo de cinco minutos entre cada uma delas. A CIVM foi determinada a partir da média dos três valores correspondentes a força de tração na célula de carga.

2.4 Contrações Sub-Máximas

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 sub-máximas até a exaustão do voluntário em intensidades de 5%, 10%, 15% e 20% da CIVM.

A exaustão do voluntário foi definida como o abaixamento do tronco pela impossibilidade de continuar mantendo a postura padronizada para os esforços sub-máximos ou a variação da intensidade da contração maior do que 1 kg.

2.5 Eletromiografia

Durante a realização dos testes de exaustão foi registrada continuamente a atividade EMG dos músculos eretores da espinha bilateralmente. Eletrodos de superfície bipolares passivos de Ag/AgCl (Medi Trace, Kendal, Chicopee, MA, Estados Unidos) foram posicionados sobre os músculos IL no nível do espaço interespinhal de L2-L3 deslocados 6 cm lateralmente (Figura 2A), e MU no nível de L4-L5 deslocados 3

cm lateralmente (Figura 2B) (DE FOA; FORREST; BIEDERMANN, 1989; TSUBOI; SATOU; EGAWA et al., 1994). A distância inter-eletrodos foi de 3 cm centro-a-centro. Previamente à colocação dos eletrodos foi realizada tricotomia, abrasão suave da pele com lixa fina e limpeza da pele com álcool.

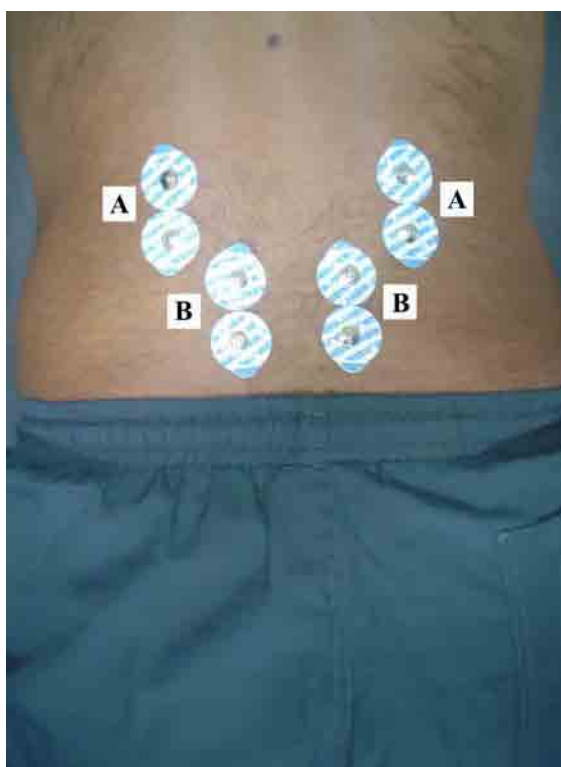


Figura 2 – Posicionamento dos eletrodos. A: músculos iliocostais; B: músculos multífidos.

Para o registro 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).

2.6 Tratamento dos Dados

O sinal EMG registrado durante as contrações sub-máximas foi avaliado por meio de rotinas específicas desenvolvidas em ambiente MATLAB (The Math Works Inc, Natick, MA, Estados Unidos), as quais possibilitaram a obtenção de diferentes parâmetros EMG a partir de intervalos de tempo de 1 segundo de duração a cada 0.5 segundo. Os parâmetros temporais e espectrais avaliados foram RMSP, PT, PP, FPP, FM, Fm.

O tempo de resistência isométrica (TRI) foi registrado. Os valores correspondentes aos parâmetros EMG avaliados foram correlacionados com o TRI por meio da correlação linear de Pearson. Esse tratamento estatístico permitiu a obtenção de uma reta com sua inclinação sendo definida como *slope*. A fadiga muscular foi identificada e quantificada a partir da obtenção dos valores de *slope* positivos.

2.7 Análise Estatística

A normalidade dos dados foi verificada utilizando o teste de Kolmogorov-Sminov, e em consideração aos resultados obtidos, a estatística não paramétrica foi utilizada.

O efeito da intensidade da contração sobre os valores de *slope* foi verificado por meio do teste de Friedman. Quando necessário, testes *post hoc* foram realizados.

Os resultados foram considerados estatisticamente significantes com $p < 0.05$.

3 RESULTADOS

A comparação dos níveis de fadiga induzidos pelas diferentes intensidades de contração revelou diferenças significantes em cada um dos parâmetros espectrais avaliados, exceto na FP (Figura 3).

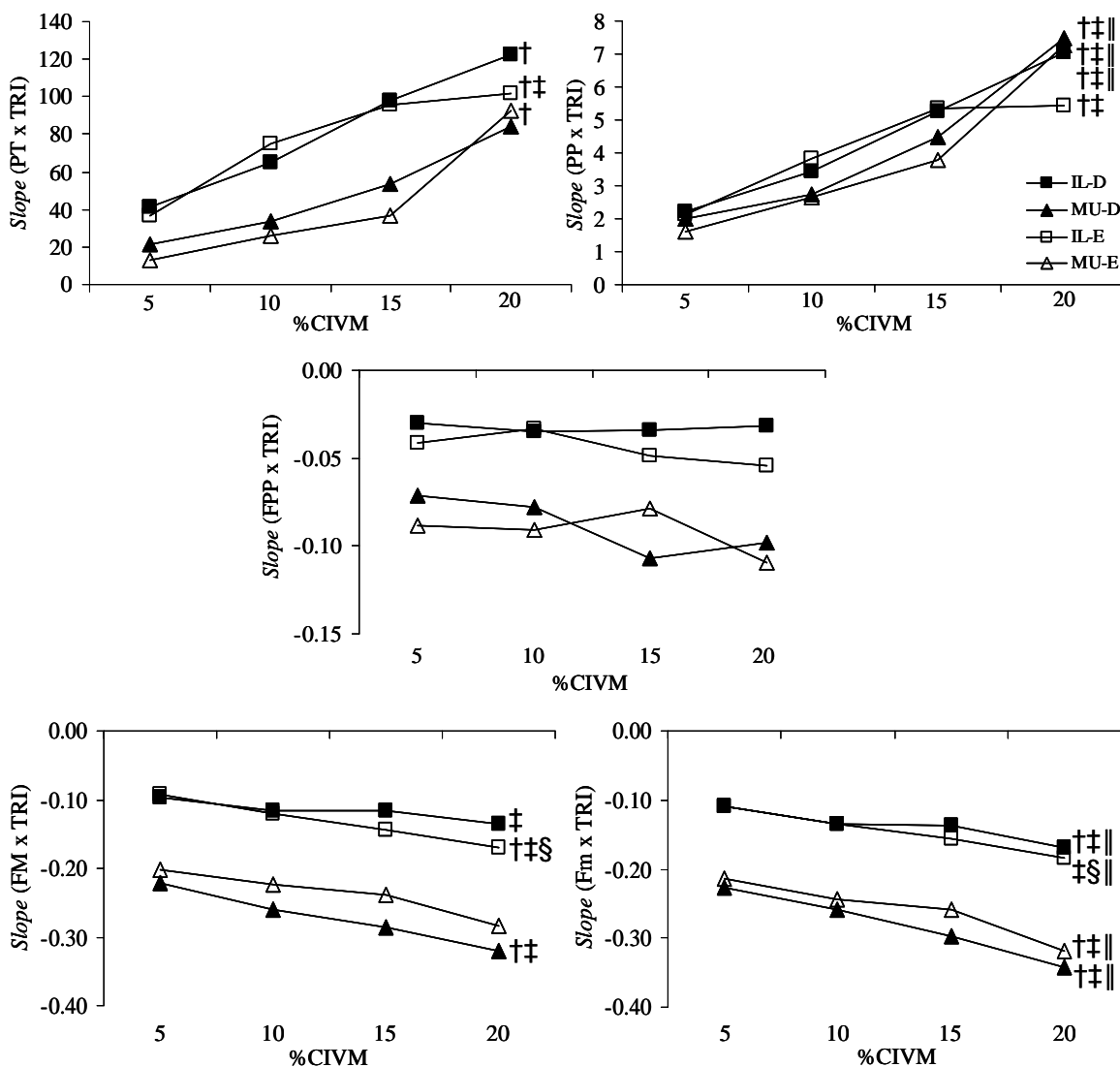


Figura 3 – Valores de *slope* resultantes da correlação entre a PT, PP, FPP, FM e Fm, e o TRI dos músculos iliocostal direito (IL-D), multífido direito (MU-D), iliocostal esquerdo (IL-E) e multífido esquerdo (MU-E) durante as contrações isométricas a 5%, 10%, 15% e 20% da CIVM.

§ Diferença significante entre 5% e 10%

‡ Diferença significante entre 5% e 15%.

† Diferença significante entre 5% e 20%

|| Diferenças significante entre 10% e 20%.

A análise do RMSP, parâmetro relacionado com amplitude do sinal EMG, também revelou diferenças significantes no nível de fadiga induzido pelas diferentes intensidades de contração (Figura 4).

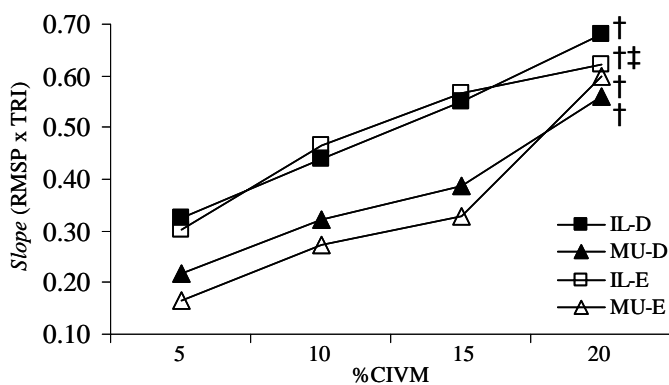


Figura 4 – Valores de *slope* resultantes da correlação entre a RMSP e o TRI dos músculos iliocostal direito (IL-D), multífido direito (MU-D), iliocostal esquerdo (IL-E) e multífido esquerdo (MU-E) durante contrações isométricas a 5%, 10%, 15% e 20% da CIVM.

‡ Diferença signficante entre 5% e 15% † Diferença signficante entre 5% e 20%

4 DISCUSSÃO

Estabelecer comparações dos resultados aqui obtidos com o pequeno número de estudos existentes até o presente momento na literatura torna-se difícil, pois embora estes estudos tenham avaliado as mesmas variáveis, estas foram obtidas em músculos dos membros superiores e inferiores, os quais apresentam características espectrais e de amplitude do sinal EMG diferentes dos músculos da coluna vertebral por razões anatômicas e neuromecânicas. Contudo, nos últimos anos, embora utilizando posturas diferentes da padronizada para o presente estudo, algumas pesquisas começaram a ser desenvolvidas no sentido de apresentar informações relacionadas com o comportamento de músculos da coluna vertebral avaliando parâmetros EMG similares aos avaliados no presente estudo (KUMAR; NARAYAN, 1998; 1999; KIM; JUNG; HAIGHT, 2005).

A análise dos *slopes* da PT e PP revelou valores positivos em todos os músculos e intensidades de contração avaliadas indicando a ocorrência da fadiga muscular. A PT, parâmetro representado pelo valor correspondente a área sob o espectro de frequência, e a PP, o mais alto valor do espectro frequência, apresentou um típico aumento em função do tempo de contração como consequência da fadiga muscular (DUCHÊNE; GOUBEL, 1990; DOLAN; MANNION; ADAMS, 1995).

Ambos os resultados estão relacionados com o desvio do espectro de frequência no sentido das baixas frequências simultaneamente com o aumento na amplitude deste espectro. Particularmente, o predomínio das baixas frequências revelado pela análise espectral, tem demonstrado ser causado por uma redução na velocidade de condução do potencial de ação ao longo da fibra muscular em

conseqüência do acúmulo de produtos metabólicos como o lactato e o potássio (K^+) extracelular (BRODY; POLLOCK; ROY et al., 1990).

Por outro lado, a análise dos *slopes* da FPP, FM e Fm revelou uma típica diminuição em função do tempo de contração (SEIDEL; BEYER; BRÄUER, 1987; DOLAN; MANNION; ADAMS, 1995; SPARTO; PARNIANPOUR; REINSEL et al., 1997) que também está relacionada com o declínio dos componentes de frequência do sinal EMG pelos mesmo fatores metabólicos resultantes das tarefas fadigantes, entretanto, adicionalmente este resultado pode estar relacionado com o fato de fibras de menor diâmetro serem as últimas a serem recrutadas durante este tipo de esforço bem como com o aumento da intensidade da contração (TSUBOI; SATOU; EGAWA et al., 1994).

Segundo Roy; De Luca; Casavant (1989), como conseqüência da fadiga de fibras musculares recrutadas no início de uma tarefa fadigante e, principalmente, considerando o princípio de recrutamento das fibras do músculo-esquelético, fibras adicionais do tipo II seriam recrutadas próximo da exaustão, contudo, na coluna vertebral estas fibras apresentariam menor diâmetro ao mesmo tempo em que seriam inervadas por neurônios motores de menor diâmetro, e conseqüentemente, com menor velocidade de contração, o que contribuiria de forma bastante importante com o aumento nos componentes de baixa frequência do espectro de frequência do sinal EMG.

Essa observação é consistente com achados de necropsias, os quais revelaram que nos músculos do tronco, as fibras musculares do tipo II possuem menor diâmetro, ao contrário do que é observado nos músculos do esqueleto apendicular (BAGNALL; FORD; MCFADDEN et al., 1984).

Quando o comportamento da amplitude do sinal EMG é analisado, observa-se um aumento nos valores de RMSP em função do tempo de contração, que descreve o desenvolvimento do processo de fadiga. Esse comportamento está relacionado com o aumento da ativação das unidades motoras recrutadas, o recrutamento de unidades motoras adicionais, a sincronização e a somação dos disparos das unidades motoras (NG; RICHARDSON; JULL, 1997; FINSTERER, 2001).

5 CONCLUSÃO

Pela escassez de estudos com características experimentais similares a utilizada no presente estudo, dados normativos do comportamento de diferentes parâmetros de amplitude e espectrais dos sinais EMG dos músculos IL e MU durante contrações isométricas realizadas até a exaustão na postura de decúbito ventral são apresentados como dados normativos. Entretanto, as diferentes intensidades de contração utilizadas demonstraram uma atividade EMG que não permite atribuir um padrão reprodutível.

6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BAGNALL, K. M.; FORD, D. M.; MCFADDEN, K. D. et al. The histochemical composition of human vertebral muscle. **Spine**, v. 9, p. 470-473, 1984.

BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J. **Muscles alive**, 5. ed. Williams & Wilkins: Baltimore, 1982.

BIGLAND-RITCHIE, B.; DONOVAN, E. F.; ROUSSOS, C. S. Conduction velocity and emg power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. **Journal of Applied Physiology**, v. 51, p. 1300-1305, 1981.

BILODEAU, M.; ARSENAULT, A. B.; GRAVEL, D. The influence of an increase in the level of force on the EMG power spectrum of elbow extensors. **European Journal of Applied Physiology**, v. 61, p. 461-466, 1990.

_____; _____; _____ et al. Power spectra of elbow extensors during ramp and step isometric contractions. **European Journal of Applied Physiology**, v. 63, p. 24-28, 1991.

BRODY, L.; POLLOCK, M.; ROY, S. et al. Ph induced effects on medium frequency and conduction velocity of myoelectric signal. **Journal of Applied Physiology**, v. 71, p. 1878-1885, 1991.

CHOK, B.; LEE, R.; LATIMER, J. et al. Endurance training of the trunk extensor muscles in people with subacute low back pain. **Physical Therapy**, v. 79, p. 1032-1042, 1999.

DE FOA, J. L.; FORREST, W.; BIEDERMANN, H. J. Muscle fibre direction of longuissimus, iliocostalis and multifidus: landmark-derived reference lines. **Journal of Anatomy**, v. 163, p. 243-247, 1989.

DOLAN, P.; MANNION, A. F.; ADAMS, M. A. Fatigue of the erector spinae muscles. A quantitative assessment using “frequency banding” of the surface electromyography signal. **Spine**, v. 20, p. 149-159, 1995.

DUCHÊNE, J.; GOUBEL, F. EMG spectral as an indicator of fatigability in an heterogeneous muscle group. **European Journal of Applied Physiology**, v. 61, p. 81-87, 1990.

FINSTERER, J. EMG-interference pattern analysis. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 11, p. 231-246, 2001.

HIDES, J. A.; RICHARDSON, C. A.; JULL, G. A. Multifidus recovery is not automatic after resolution of acute, first episode low back pain. **Spine**, v. 21, p. 2763-2769, 1996.

KIN, J.-Y.; JUNG, M.-C.; HAIGHT, J. M. The sensitivity of autoregressive model coefficient in quantification of trunk muscle fatigue during a sustained isometric contraction. **International Journal of Industrial Ergonomics**, *in press*.

KUMAR, S.; NARAYAN, Y. Spectral parameters of trunk muscles during fatiguing isometric axial rotation in neutral posture. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 8, p. 257-267, 1998.

_____; _____. EMG spectral characteristics of spinal muscles during isometric axial rotation. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 9, p. 21-37, 1999.

LARIVIÈRE, C; ARSENAULT, A. B.; GRAVEL, D. et al. Surface electromyography assessment of back muscle intrinsic properties. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, p. 305-318, 2003.

MANNION, A. F. Fiber type characteristics and function of the human paraspinal muscles: normal values and changes in association with low back pain. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 9, p. 363-377, 1999.

_____; DOLAN, P. Electromyographic median frequency changes during isometric contraction of the back extensors to fatigue. **Spine**, v. 19, p. 1223-1229, 1994.

MERLETTI, R.; KNAFLITZ, M.; DE LUCA, C. J. Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. **Journal of Applied Physiology**, v. 69, p. 1810-1820, 1990.

MOFFROID, M. T.; HAUGH, L. D.; HAIG, A. J. et al. Endurance training of trunk extensor muscles. **Physical Therapy**, v. 73, p. 10-17, 1993.

NG, J. K.-F.; RICHARDSON, C. A.; JULL, G. A. Electromyographic amplitude and frequency changes in the iliocostalis lumborum and multifidus muscles during a trunk holding test. **Physical Therapy**, v. 77, p. 954-961, 1997.

ROY, S. H.; DE LUCA, C. J.; CASAVANT, D. A. Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. **Spine**, v. 14, p. 992-1001, 1989.

_____; _____; SCHNEIDER, J. Effects of electrode locations on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates. **Journal of Applied Physiology**, v. 61, p. 1510-1517, 1986.

SEIDEL, H.; BEYER, H.; BRÄUER, D. Electromyographic evaluation of back muscle fatigue with repeated sustained contractions of different strengths. **European Journal of Applied Physiology**, v. 56, p. 592-602, 1987.

SPARTO, P. J.; PARNIANPOUR, M.; REINSEL, T. E. et al. Spectral and temporal responses of trunk extensor electromyography to an isometric endurance test. **Spine**, v. 22, p. 418-426, 1997.

TSUBOI, T.; SATOU, T.; EGAWA, K. et al. Spectral analysis of electromyogram in lumbar muscles: fatigue induced endurance contraction. **European Journal of Applied Physiology**, v. 69, p. 361.366, 1994.

ARTIGO 3: ANÁLISE DA FADIGA DOS MÚSCULOS ILIOCOSTAL E MULTÍFIDO DURANTE CONTRAÇÕES SUB-MÁXIMAS POR MEIO DA AMPLITUDE DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO

RESUMO

A fadiga dos músculos eretores da espinha tem demonstrado ser um importante fator relacionado com a sobrecarga imposta à coluna vertebral, resultando em lesões nos tecidos passivos deste segmento e originando um sintoma bastante limitante, a dor lombar. Dentro desse contexto, a eletromiografia tem sido comumente utilizada como uma ferramenta biomecânica para a análise da fadiga muscular. Nesse sentido, o presente estudo avaliou os músculos iliocostal (IL) e multífido (MU) durante a realização de contrações isométricas em diferentes porcentagens da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) até a exaustão. Participaram do estudo 20 voluntários do gênero masculino e saudáveis. Os voluntários foram posicionados em decúbito ventral com os membros inferiores e a pelve fixos à mesa de teste. Inicialmente, foi determinada a CIVM de cada voluntário. Em um único dia de teste foram realizadas três contrações com cinco segundos de duração tracionando uma célula de carga. Um intervalo de cinco minutos entre cada contração foi estabelecido para o repouso dos voluntários. A média dos três esforços foi definida como a CIVM. Em seguida, em outros quatro dias de teste, foram realizadas contrações sub-máximas em intensidades correspondentes a 5%, 10%, 15% e 20% da CIVM com intervalo mínimo de 24 e máximo de 72 horas entre cada contração, durante as quais a atividade eletromiográfica (EMG) foi registrada. O sinal EMG foi analisado por meio de rotinas

específicas as quais permitiram a obtenção de valores de *root mean square* (RMS), os quais foram correlacionados com o tempo de resistência isométrica. Dessa correlação foram obtidos valores de *slope* que permitiram a identificação da fadiga muscular. O nível de fadiga gerado por cada uma das intensidades de contração foi comparado utilizando o teste de Friedman. Também foi realizada a comparação do nível de fadiga dos músculos IL e MU, e também entre os músculos localizados no lado direito de esquerdo da coluna lombar. Os resultados demonstraram diferenças significantes entre os níveis de fadiga gerados pelas contrações a 5% e 20% da CIVM nos músculos IL direito (IL-D), IL esquerdo (IL-E) e MU esquerdo (MU-E). Diferenças significantes entre os níveis de fadiga dos músculos IL e MU não foram observadas em ambos os lados da coluna vertebral. Também não foram observadas diferenças significantes na comparação entre os músculos IL-D e IL-E, MU direito (MU-D) e MU-E nas quatro intensidades de contração. Com os resultados obtidos no presente estudo, informações importantes são evidenciadas quando os músculos IL e MU são exigidos isometricamente em diferentes intensidades de contração, sendo verificado que intensidades de contração entre 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 protocolos treinamento ou reabilitação.

Palavras-chave: extensão do tronco, eretores da espinha, contração isométrica, fadiga muscular, *root mean square*.

1 INTRODUÇÃO

A eletromiografia de superfície tem sido proposta como um importante instrumento de avaliação biomecânica da função muscular (LARIVIÈRE; ARSENAULT; GRAVEL et al., 2003), e particularmente, o estudo da fadiga muscular, tem recebido atenção especial em pesquisas desenvolvidas no sentido da prevenção e reabilitação de disfunções músculo-esqueléticas, assim como da melhora do desempenho durante a realização de atividades da vida diária (AVD), trabalho ou esporte (MOFFROID; HAUGH; HAIG et al., 1993; HOUSH; DE VRIES; JOHNSON et al., 1996; CHOK; LEE; LATIMER et al., 1999).

Alguns desses estudos têm sido direcionados à identificação da fadiga dos músculos da coluna vertebral, e em especial da coluna lombar, os quais têm mencionado o importante papel dos músculos eretores da espinha na manutenção da integridade física e funcional da coluna vertebral (LUOTO; HELIÖVAARA; HURRI et al., 1995; CLARK; MANINI; PLOUTZ-SNIDER, 2003).

A fadiga dos músculos eretores da espinha tem demonstrado ser um importante fator etiológico para o desenvolvimento da dor lombar (ADAMS; MANNION; DOLAN, 1999). 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 vertebral (CLARK; MANINI; MAYER et al., 2002).

Hides; Strokes; Said et al. (1994), por exemplo, demonstraram assimetrias entre as áreas de secção transversa dos músculos multífidos 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. Os músculos multífidos ipsilaterais aos sintomas apresentaram uma área de secção transversa significativamente menor que a dos músculos contra-laterais.

Conseqüentemente, informações relacionadas com a atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos eretores da espinha durante a realização de testes de resistência isométrica têm sido comumente utilizadas 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 exaustão (SEIDEL; BEYER; BRÄUER, 1987).

Diferentes posturas têm sido propostas para avaliar a fadiga dos músculos da coluna lombar. Biering-Sorensen (1984) 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 contra-lateral. 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 tempo de resistência isométrica (TRI), tempo que 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.

Biering-Sorensen (1984) demonstrou que voluntários do gênero masculino sem história de dor lombar apresentaram um TRI de 198 segundos, enquanto voluntários sem dor lombar no momento de realização do teste, mas com história de ocorrência desse sintoma apresentaram um TRI de 176 segundos. Utilizando esse mesmo teste, Luto; Helliövaara; Hurri et al. (1995) demonstraram que voluntários do gênero masculino ou feminino, com TRI inferiores a 58 segundos, foram três vezes mais propensos a desenvolver dor lombar após o período de um ano, do que voluntários do gênero masculino com TRI superior a 104 segundos e voluntários do gênero feminino com TRI superior a 110 segundos.

Finalmente, a validade discriminativa do teste de Sorensen foi avaliada em alguns estudos. Nicolaisen e Jorgensen (1985) demonstraram que voluntários sem história de dor lombar apresentam um TRI significativamente maior do que o de voluntários com história de dor lombar em intensidade suficiente para provocar o afastamento do trabalho. Similarmente, Hultman; Nordin; Saraste et al. (1993) encontraram um TRI de 85 ± 41 segundos em pacientes portadores de dor lombar e de 150 ± 49 segundos em voluntários sem história prévia de dor lombar.

Contudo, variáveis como o TRI e força muscular, denominadas de parâmetros mecânicos da função muscular, 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 nos quais a postura proposta por Biering-Sorensen (1984) fez parte do protocolo experimental.

A utilização da eletromiografia durante a realização do teste de Sorensen permitiu a identificação de padrões de ativação diferentes para músculos localizados em diferentes níveis vertebrais da coluna lombar, assim como para voluntários saudáveis e pacientes portadores de dor lombar.

Sparto; Parnianpour; Reinsel et al. (1997); Clark; Manini; Ploutz-Snyder (2003), por exemplo, demonstraram uma relação curvilínea com concavidade para baixo significativa entre a atividade EMG de músculos eretores da espinha localizados próximos à coluna vertebral e o TRI, justificada pela progressiva desativação de unidades motoras em decorrência da fadiga muscular, enquanto que a análise de músculos localizados mais lateralmente revelou uma relação linear crescente entre a atividade EMG e o TRI.

Esses resultados expressam diferenças funcionais entre os músculos da coluna lombar, o que é confirmado por estudos histológicos como os realizados por Sirca e Kostevc (1985); Jorgensen, Nicolaisen e Kato (1993) nos quais foi demonstrada a existência de um predomínio de fibras musculares do tipo II em músculos localizados mais próximos da coluna vertebral ou em níveis mais baixos da coluna lombar.

Embora o teste de Sorensen tenha se tornado bastante popular, o mesmo é mais comumente realizado utilizando apenas a massa do tronco como resistência, a qual requer esforços sub-máximos de aproximadamente 40% a 50% da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) (SMIDT; BLANPIED, 1987; PLAMONDON; MARCEAU; STANTON et al., 1999). Uma vantagem presente no teste de Sorensen realizado apenas com contrações de intensidade suficiente apenas para a sustentação da massa do tronco é a possibilidade de evitar a realização de testes para determinar a CIVM do voluntário, o que pode ser problemático em pacientes portadores de dor

lombar. Entretanto, a resistência oferecida pela massa do tronco pode ser muito variável em decorrência das características antropométricas de cada voluntário (LARIVIÈRE; ARSENAULT; GRAVEL et al., 2003).

Ainda na direção de um melhor entendimento dessa diferença funcional dos músculos da coluna lombar nos seus diferentes níveis, e da capacidade de resistência dos mesmos, em manter contrações correspondentes a diferentes percentuais da CIVM, o objetivo do presente estudo foi avaliar os músculos iliocostal (IL) e multífido (MU) durante a realização de contrações isométricas em diferentes porcentagens da CIVM até a exaustão.

2 METODOLOGIA

2.1 Voluntários

Participaram do presente estudo 20 voluntários do gênero masculino, saudáveis, sem história de dor lombar nas quatro semanas que antecederam o estudo (HIDES; RICHARDSON; JULL, 1996) 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.

2.2 Postura e Estação de Teste

Para a determinação da CIVM assim como para as contrações sub-máximas 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 contração no momento das contrações sub-máximas. 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).

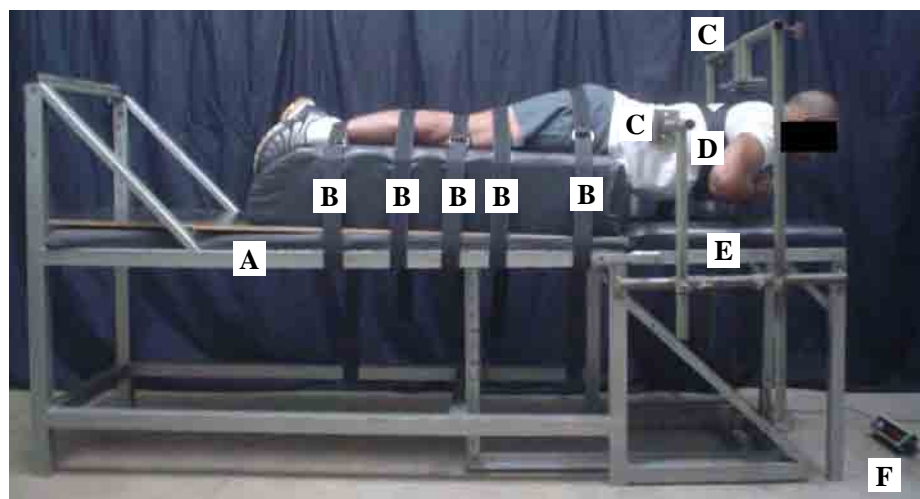


Figura 1 – Postura e estação de teste utilizada no estudo. A: mesa de teste; B: cintos de segurança; C: limitadores de movimento; D: colete; E: célula de carga; F: indicador digital.

2.3 Determinação da CIVM

A CIVM de cada voluntário foi determinada em um dia de teste. Nesse dia, na postura padronizada para o estudo, os voluntários realizaram três CIVM com duração de cinco segundos e intervalo de cinco minutos entre cada uma delas (BILLETER; HOPPELER, 1992). A CIVM foi determinada a partir da média dos três valores correspondentes a força de tração na célula de carga.

2.4 Contrações Sub-Máximas

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 sub-máximas ou a variação da intensidade da contração em mais de 1 Kg.

2.5 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 IL no nível do espaço interespinhal de L2-L3 deslocados 6 cm lateralmente (Figura 2A), e MU no nível de L4-L5 deslocados 3 cm lateralmente (Figura 2B) (DE FOA; FORREST; BIEDERMANN, 1989; TSUBOI; SATOU; EGAWA et al., 1994). A distância inter-eletrodos foi de 3 cm centro a centro. Previamente a colocação dos eletrodos foi realizada tricotomia, abrasão suave da pele com lixa fina e limpeza da pele com álcool.

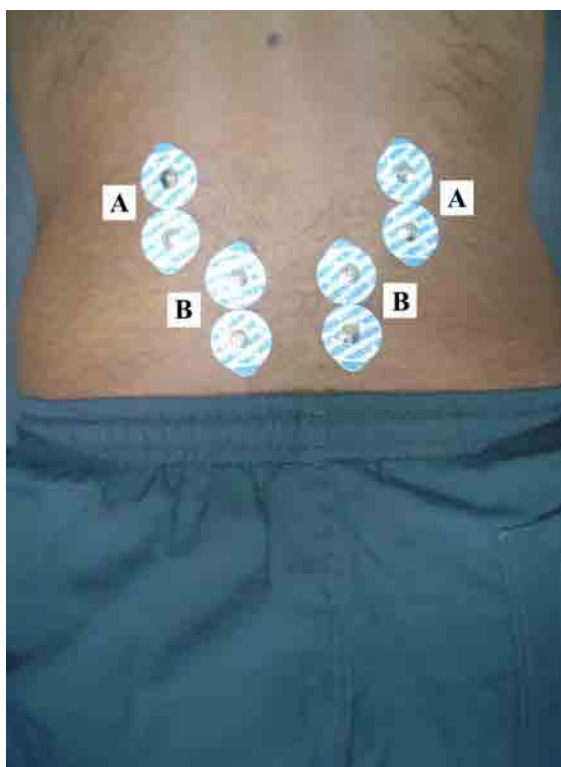


Figura 2 – Posicionamento dos eletrodos. A: músculos iliocostais; B: músculos multífidos.

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 de 1000 Hz (Aqdados 4, Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda., São Paulo, SP, Brasil).

2.6 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. Dessa correlação foram obtidos os valores de *slope* que permitiram a identificação e quantificação da fadiga muscular.

2.7 Análise Estatística

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

O nível de fadiga gerado por cada uma das contrações sub-máximas (efeito da carga) foi verificado por meio dos *slopes* os quais foram comparados

utilizando o teste de Friedman. Um teste *post hoc* foi realizado quando necessário para identificar entre quais cargas as diferenças foram significantes.

Os níveis de fadiga dos músculos IL e MU foram comparados por meio do teste de Mann-Whitney. O mesmo teste estatístico foi utilizado na comparação entre os músculos IL direito (IL-D) e esquerdo (IL-E), assim como na comparação entre os músculos MU direito (MU-D) e esquerdo (MU-E).

As análises estatísticas foram consideradas significantes com $p < 0,05$.

RESULTADOS

O comportamento médio dos valores de RMS em função do TRI é apresentado na figura 3.

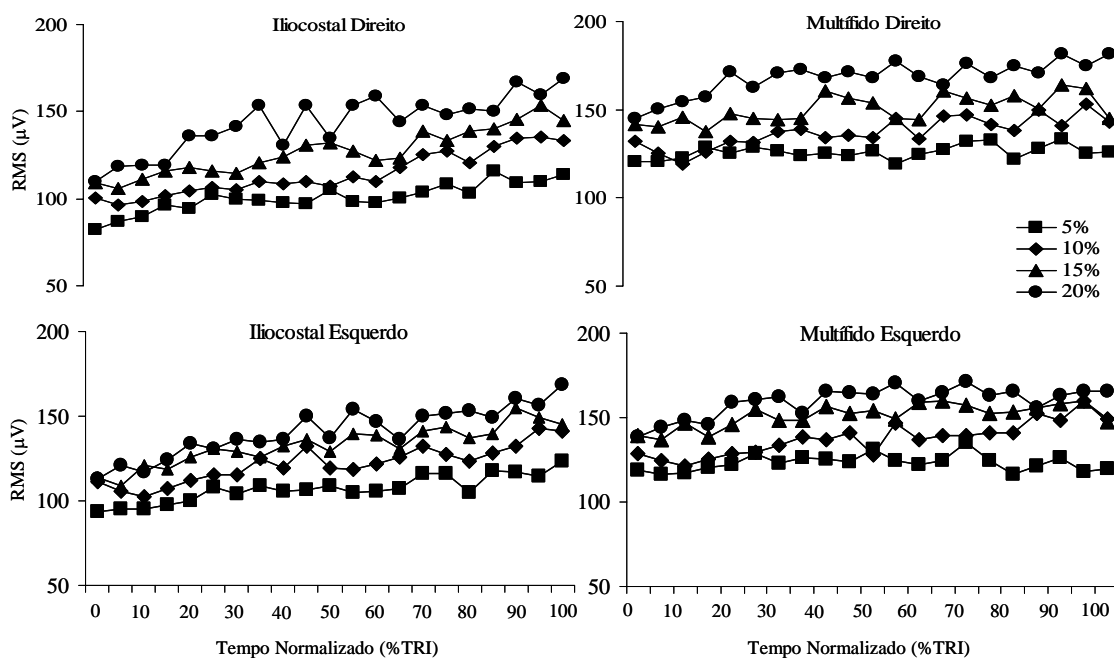


Figura 3 – Média dos valores de RMS (n= 20) obtidos dos músculos iliocostal direito, multifido direito, iliocostal esquerdo e multifido esquerdo durante contrações a 5%, 10%, 15% e 20% da CIVM.

Quando analisados os efeitos das diferentes intensidades de contração calculadas para cada músculo foram obtidas diferenças significantes entre os níveis de fadiga gerados por 5% e 20% da CIVM nos músculos IL-D ($p=0.01$), IL-E ($p=0.0009$) e MU-E ($p=0.003$) (Figura 4).

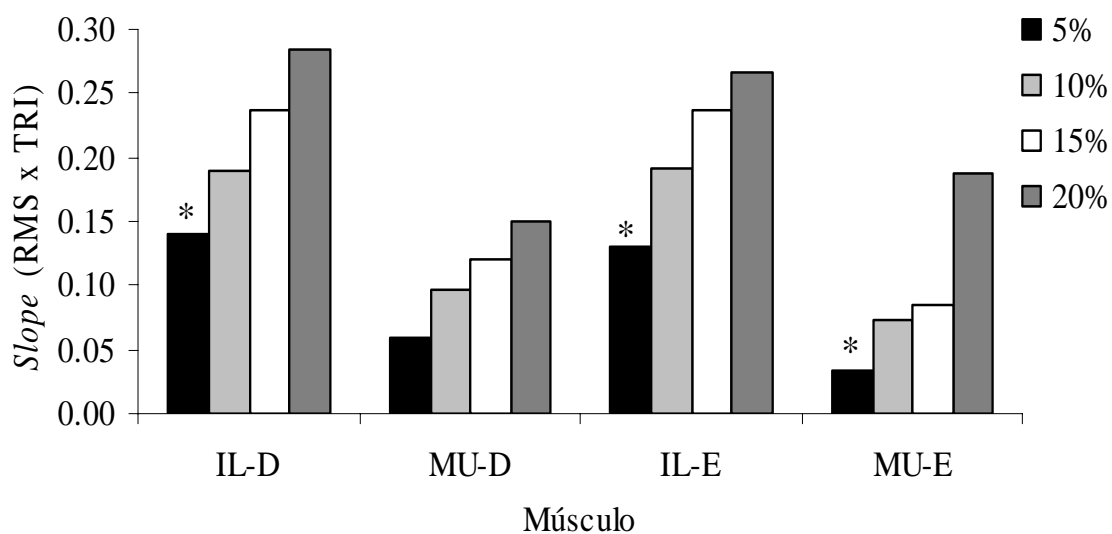


Figura 4 – Níveis de fadiga induzidos por intensidades de contração correspondentes a 5%, 10%, 15% e 20% da CIVM nos músculos iliocostal direito (IL-D), multífido direito (MU-D), iliocostal esquerdo (IL-E) e multífido esquerdo (MU-E).

*diferença significativa 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 IL-D e MU-D (Figura 5A), assim como para os músculos IL-E e MU-E (Figura 5B) em cada uma das intensidades de contração.

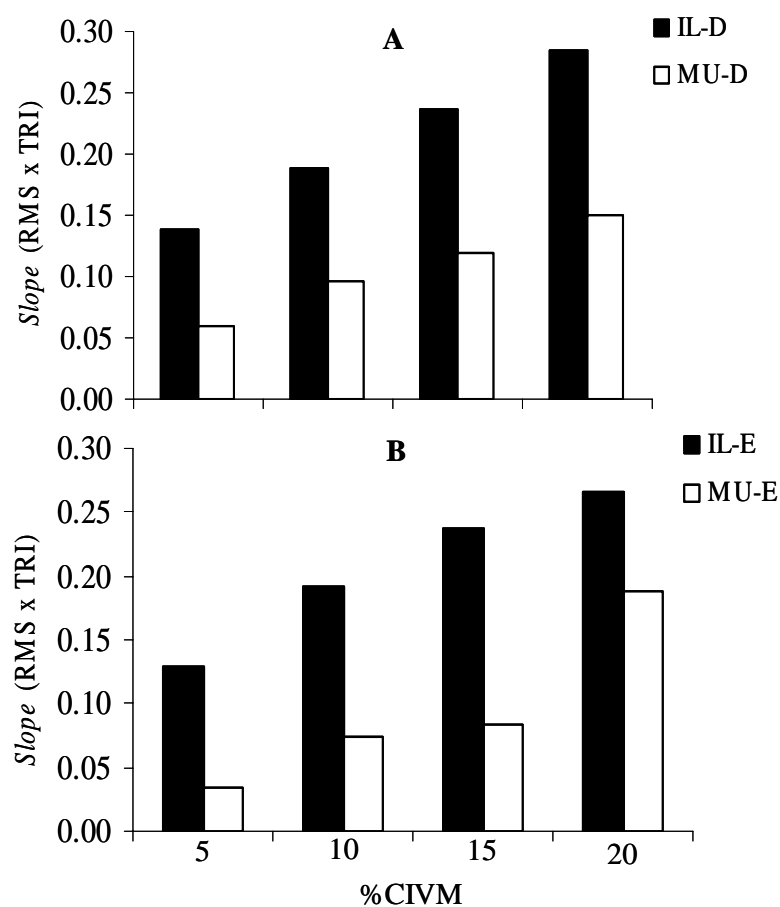


Figura 5 – Níveis de fadiga dos músculos iliocostal direito (IL-D) e multífido direito (MU-D) (Figura 5A), iliocostal esquerdo (IL-E) e multífido esquerdo (MU-E) (Figura 5B), induzidos por contrações realizadas a 5%, 10%, 15% e 20% da CIVM.

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 IL (Figura 6A) como para o músculo multífido (Figura 6B) em todas as intensidades de contração.

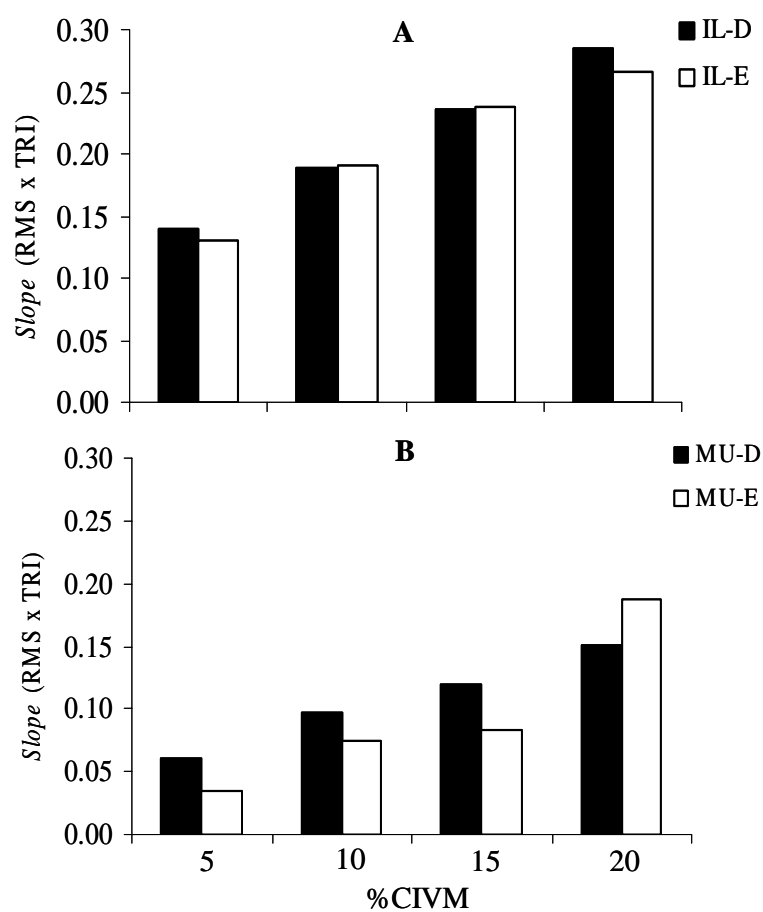


Figura 6 – Níveis de fadiga dos músculos iliocostal direito (IL-D) e iliocostal esquerdo (IL-E) (Figura 6A), multífido direito (MU-D) e multífido esquerdo (MU-E) (Figura 6B), induzidos por contrações a 5%, 10%, 15% e 20% da CIVM.

4 DISCUSSÃO

Usualmente, em estudos realizados com o objetivo de avaliar a fadiga de músculos da coluna lombar na mesma postura utilizada no presente estudo, apenas a massa do tronco é empregada como resistência para a realização das contrações isométricas (MANNION; DOLAN, 1994; KANKAAPÄÄ; LAAKSONEN; TAIMELA et al., 1998).

Contudo, em outros estudos, diferentes intensidades de contração foram utilizadas em adição àquela necessária para sustentar a massa do tronco e induzir a fadiga desses músculos para avaliar o seu comportamento em situação de sobrecarga. Seidel; Beyer; Bräuer (1987), em um estudo similar no qual os voluntários também controlaram as contrações por meio de um indicador digital foi demonstrado que intensidades de contração entre 20% e 40% da CIVM foram responsáveis pelo decréscimo na amplitude da atividade EMG em função do tempo em níveis vertebrais similares. No presente estudo, em todas as intensidades de contração foi observada a elevação da atividade EMG 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, alterando desse modo o padrão de ativação dos músculos avaliados (SPARTO; PARNIANPOUR; REINSEL et al., 1997; CLARK; MANINI; PLOUTZ-SNYDER, 2003).

Nas diferentes intensidades de contração enfatizadas no presente estudo, 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, correspondentes a 10% e 15% da CIVM, produziram um padrão de fadiga similar aos obtidos com contrações de 5% e 20% da CIVM.

Considerando que existem estudos que descrevem a necessidade da utilização de diferentes intensidades de contração para avaliar a fadiga de músculos da coluna lombar, devido à característica altamente sinérgica desses músculos ser responsável por um comportamento não indicativo de fadiga muscular, os resultados obtidos apontam para a possibilidade de se reduzir o número de contrações realizadas para avaliar a fadiga dos músculos eretores da espinha lombares nas presentes condições experimentais (LARIVIÈRE; ARSENAULT; GRAVEL et al., 2002).

No tocante a comparação entre diferentes músculos, o presente estudo constata uma similaridade na capacidade de resistência isométrica dos músculos IL e MU, resultados estes já encontrados em estudo prévios (NG; RICHARDSON; JULL, 1997), confirmando assim estudos histológicos os quais demonstraram a mesma composição quanto ao tipo de fibra muscular predominante nestes músculos (THORSTENSSON; CARLSON, 1987).

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; POUW (1981); CRAM; STEGER, (1983), nos quais diferenças nos níveis de fadiga de músculos contra-laterais à dominância dos voluntários foram encontradas. Na mesma direção Merletti; De Luca; Sathyan (1994) demonstraram que o predomínio de tarefas motoras realizadas com o membro superior dominante é capaz de

induzir a um efeito de treinamento nos músculos da coluna vertebral contra-laterais 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 sub-máximas, o que usualmente não é observado em estudos semelhantes ao aqui apresentado.

5 CONCLUSÃO

O entendimento do TRI e o 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 IL e MU 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.

6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADAMS, M. A.; MANNION, A. F.; DOLAN, P. Personal risk factors for first-time low back pain. **Spine**, v. 24, p. 2497-2505, 1999.

BIERING-SORENSEN, F. Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. **Spine**, v. 9, p. 106-119, 1984.

BILLETER, R.; HOPPELER, H. Muscular basis of strength. In: KOMI, P. **Strength and power in sport**. Oxford: Blackwell Scientific Publications, 1992. p. 39-63.

CHOK, B.; LEE, R.; LATIMER, J. et al. Endurance training of the trunk extensor muscles in people with subacute low back pain. **Physical Therapy**, v. 79, p. 1032-1042, 1999.

CLARK, B. C.; MANINI, T. M.; MAYER, J. M. Electromyographic activity of the lumbar and hip extensors during dynamic trunk extension exercise. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 83, p. 1547-1552, 2002.

CLARK, B. C.; MANINI, T. M.; PLOUTZ-SNYDER, L. L. Derecruitment of the lumbar musculature with fatiguing trunk extension exercise. **Spine**, v. 28, p. 282-287.

CRAM, J. R.; STEGER, J. C. EMG scanning in the diagnosis of chronic pain. **Biofeedback and Self Regulation**, v. 8, p. 229-241.

DE FOA, J. L.; FORREST, W.; BIEDERMANN, H. J. Muscle fibre direction of longissimus, iliocostalis and multifidus: landmark-derived reference lines. **Journal of Anatomy**, v. 163, p. 243-247, 1989.

HIDES, J. A.; STOKES, M. J.; SAID, G. A. et al. Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms in patients with acute/subacute low back pain. **Spine**, v. 19, p. 165-172, 1994.

HIDES, J. A.; RICHARDSON, C. A.; JULL, G. A. Multifidus recovery is not automatic after resolution of acute, first episode low back pain. **Spine**, v. 21, p. 2763-2769, 1996.

HOUSH, T. J.; DE VRIES, H. A.; JOHNSON, G. O. et al. Neuromuscular fatigue thresholds of the vastus lateralis, vastus medialis and rectus femoris muscles. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v. 36, p. 247-256, 1996.

HOYT, W. H.; HUNT, H. H.; POUW, M. A. Electromyographic assessment of chronic low back pain syndrome. **The Journal of the American Osteopathic Association**, v. 80, p. 57-59, 1981.

HULTMAN, G.; NORDIN, M.; SARASTE, H. et al. Body composition, endurance, strength, cross-sectional area, and density of MM erector spinae in men with and without low back pain. **Journal of Spinal Disorders**, v. 6, p. 114-123, 1993.

KANKAANPÄÄ, M.; LAAKSONEN, D.; TAIMELA, S. et al. Age, sex, and body mass index as determinants of back and hip extensor fatigue in the isometric Sorensen back endurance test. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 79, p. 1069-1075, 1998.

LARIVIÈRE, C; ARSENAULT, A. B.; GRAVEL, D. et al. Surface electromyography assessment of back muscle intrinsic properties. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, p. 305-318, 2003.

LUOTO, S.; HELIÖVAARA, M.; HURRI, H. et al. Static back endurance and the risk of low-back pain. **Clinical Biomechanics**, v. 10, p. 323-324, 1995.

MANNION, A. F.; DOLAN, P. Electromyographic median frequency changes during isometric contraction of the back extensors to fatigue. **Spine**, v. 19, p. 1223-1229, 1994.

MERLETTI, R.; DE LUCA, C. J.; SATHYAN, D. Electrically evoked myoelectric signals in back muscles: effect of side dominance. **Journal of Applied Physiology**, v. 77, p. 2104-2114, 1994.

MOFFROID, M. T.; HAUGH, L. D.; HAIG, A. J. et al. Endurance training of trunk extensor muscles. **Physical Therapy**, v. 73, p. 10-17, 1993.

NG, J. K.-F.; RICHARDSON, C. A.; JULL, G. A. Electromyographic amplitude and frequency changes in the iliocostalis lumborum and multifidus muscles during a trunk holding test. **Physical Therapy**, v. 77, p. 954-960, 1997.

PLAMONDON, A.; MARCEAU, C.; STANTON, S. et al. Toward a better prescription of the prone back extension exercise to strengthen the back muscles. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 9, p. 226-232, 1999.

SEIDEL, H.; BEYER, H.; BRÄUER, D. Electromyographic evaluation of back muscle fatigue with repeated sustained contractions of different strengths. **European Journal of Applied Physiology**, v. 56, p. 592-602, 1987.

SMIDT, G. L.; BLANPIED, P. R. Analysis of strength tests and resistive exercises commonly used for low-back disorders. **Spine**, v. 12, p. 1025-1034.

SPARTO, P. J.; PARNIANPOUR, M.; REINSEL, T. E. et al. Spectral and temporal responses of trunk extensor electromyographic to an isometric endurance test. **Spine**, v. 22, p. 418-426, 1997.

THORSTENSSON, A.; CARLSON, H. Fibre types in human lumbar back muscles. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 131, p. 195-202, 1987.

TSUBOI, T.; SATOU, T.; EGAWA, K. et al. Spectral analysis of electromyogram in lumbar muscles: fatigue induced endurance contraction. **European Journal of Applied Physiology**, v. 69, p. 361.366, 1994.

ARTIGO 4: ANÁLISE DO EFEITO DE UM TREINAMENTO DE RESISTÊNCIA ISOMÉTRICA DOS MÚSCULOS ERETORES DA ESPINHA EM PARÂMETROS MECÂNICOS E ELETROMIOGRÁFICOS

RESUMO

Um grande número de estudos tem demonstrado evidências da importância da resistência isométrica dos músculos eretores da espinha para a integridade física e funcional da coluna vertebral. No presente estudo, o objetivo foi verificar a eficácia da utilização do limiar de fadiga eletromiográfico (EMG_{LF}) como índice em um treinamento de resistência isométrica. Participaram do estudo 16 voluntários do gênero masculino e saudáveis, os quais foram divididos em dois grupos, um grupo treinamento (GT) e um grupo controle (GC). O movimento a ser realizado foi a extensão isométrica do tronco. Inicialmente foi determinada a contração isométrica voluntária máxima (CIVM) de cada voluntário por meio da realização de três esforços máximos contra uma célula de carga. A média das três contrações foi definida como a CIVM. Em outros quatro dias foram realizadas contrações a 5%, 10%, 15% e 20% da CIVM. A partir da análise do sinal eletromiográfico (EMG) foram obtidos valores de *root mean square* (RMS) e frequência mediana (FM). Essas variáveis foram correlacionadas com o tempo de resistência isométrica (TRI) permitindo a identificação de uma reta cuja inclinação ou *slope* possibilitou quantificar a fadiga dos músculos iliocostal (IL) e multífido (MU). Os *slopes* dos valores de RMS foram novamente correlacionados com suas respectivas intensidades de contração permitindo a identificação de uma nova reta cujo intercepto no eixo y foi definido como o EMG_{LF} .

Os voluntários do GT foram submetidos a um protocolo de treinamento com duração de 4 semanas, em cada uma das quais, os voluntários realizaram uma contração em intensidade correspondente ao EMG_{LF} até a exaustão. A frequência do treinamento foi de 3 sessões semanais. Após as 4 semanas ambos os grupos foram reavaliados. Na primeira semana após o treinamento, os voluntários realizaram contrações até a exaustão nas mesmas intensidades realizadas antes do treinamento (re-teste 1). Nessa mesma semana, uma nova CIVM foi determinada para cada voluntário, e na semana seguinte, contrações sub-máximas obtidas a partir da nova CIVM foram realizadas. Os resultados não demonstraram modificações nos valores do TRI em ambos os grupos. A análise dos parâmetros EMG não revelou predominantemente mudanças significantes em ambos os grupos. No GC, diferenças significantes estiveram presentes apenas no músculo MU direito na comparação entre o teste e o re-teste 2 na análise do *slope* de RMS, enquanto que a análise da FM não revelou mudanças significantes. Por outro lado, no GT, nenhuma diferença significativa no nível de fadiga dos músculos foi demonstrada independente da variável analisada. Por esse motivo, A utilização do EMG_{LF} para o treinamento dos músculos eretores da espinha não representa um índice adequado para a definição de uma intensidade de contração necessária para a melhora da resistência isométrica desses músculos nas presentes condições experimentais.

Palavras-chave: eretores da espinha, fadiga muscular, resistência isométrica, treinamento, limiar de fadiga eletromiográfico.

1 INTRODUÇÃO

O exercício físico como recurso terapêutico para a prevenção e tratamento das disfunções na coluna lombar tem recebido atenção especial nos últimos anos (CHOK; LEE; LATIMER et al., 1999; SUNG, 2003), sendo este tipo de intervenção justificada por estudos que demonstraram a existência de uma importante relação da dor lombar com a resistência isométrica dos músculos eretores da espinha (HULTMAN; NORDIN; SARASTE et al., 1993; LUOTO; HELIÖVAARA; HURRI et al., 1995).

Essa relação é explicada por estudos que sugerem que a falha de músculos lombares em auxiliar os elementos passivos na estabilização da coluna lombar é um fator responsável pela imposição de sobrecarga excessiva na coluna lombar (LUOTO; HELIÖVAARA; HURRI et al., 1995; ROY; DE LUCA; EMLEY et al., 1995).

Nesse sentido, destaca-se a fadiga muscular, definida como uma redução na capacidade do músculo esquelético em gerar força ou realizar trabalho (BIGLAND-RITCHIE; DONOVAN; ROUSSOS, 1981), como responsável pela deformação plástica de cápsulas, ligamentos e discos intervertebrais da coluna lombar em consequência de sobrecarga excessivamente imposta sobre estes elementos passivos, resultando em lesões nestas estruturas sensíveis à distensão e produzindo dor na região lombar (CHOK; LEE; LATIMER et al., 1999).

Essa informação é confirmada pelos estudos de Hides; Stokes; Said et al. (1994); Hides; Richardson; Jull (1996), os quais demonstraram que após um episódio de dor lombar, ocorre rápida atrofia dos músculos eretores da espinha, a qual persiste

mesmo após a resolução dos sintomas. Com exercícios de extensão do tronco essa atrofia é reversível e a recorrência de dor lombar é reduzida (HIDES; STOKES; SAID et al., 1994).

Por esse motivo, a avaliação da resistência isométrica de músculos lombares assim como o treinamento desta variável em pacientes portadores de dor lombar tem demonstrado ser bastante importante dentro de um programa de reabilitação destinado a esta problemática (KANKAAPÄÄ; LAAKSONEN; TAIMELA et al., 1998). Contudo, na fisioterapia, essa variável é avaliada com menor frequência do que a força ou flexibilidade, ao mesmo tempo em que protocolos de exercícios destinados ao treinamento da resistência isométrica de músculos lombares são pouco detalhados e em sua maioria não foram testados em pesquisas científicas rigorosamente controladas.

Dentro desse contexto, uma possibilidade de intervenção a ser utilizada para o treinamento dos músculos eretores da espinha é o limiar de fadiga eletromiográfico (EMG_{LF}), definido como a mais alta produção de força que pode ser sustentada sem evidência eletromiográfica (EMG) de fadiga muscular (MATSUMOTO; ITO; MORITANI, 1991; MORITANI; TAKAISHI; MATSUMOTO, 1993).

Esse índice é fundamentado por estudos prévios os quais demonstraram que uma produção de força fadigante é caracterizada por um aumento tempo-dependente da atividade EMG do grupo muscular envolvido na realização da tarefa (SEIDEL; BEYER; BRÄUER, 1987; NG; RICHARDSON; JULL, 1997), enquanto que uma produção de força não fadigante pode ser continuamente mantida sem evidência EMG de fadiga muscular, isto é, sem um aumento significativo da atividade EMG em função do tempo de contração (MORITANI; TAKAISHI; MATSUMOTO, 1993).

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

O EMG_{LF} utilizado originalmente em estudos realizados com cicloergômetro e avaliando o músculo quadríceps (DE VRIES; MORITANI; NAGATA et al., 1982; HOUSH; DE VRIES; JOHNSON et al., 1996), foi recentemente adaptado para os músculos eretores da espinha, avaliados durante contrações isométricas submáximas (CARDOZO; GONÇALVES, 2003), entretanto o efeito de sua utilização em um programa de treinamento dos músculos eretores da espinha ainda não foi verificado.

Por esse motivo, o objetivo do presente foi analisar o efeito da utilização do EMG_{LF} em um protocolo de treinamento dos músculos eretores da espinha com duração de quatro semanas por meio da análise do comportamento de parâmetros mecânicos e EMG avaliados antes e após o protocolo de treinamento.

2 METODOLOGIA

2.1 Voluntários

Participaram do presente estudo 16 voluntários do gênero masculino, saudáveis, sem história de dor lombar nas quatro semanas que antecederam o estudo (HIDES; RICHARDSON; JULL, 1996) e sem história de treinamento de resistência isométrica específico para os músculos da região lombar no período de um ano antes da realização do estudo.

Esses voluntários foram separados aleatoriamente em um grupo controle (GC [n= 8; idade= 20.77 ± 1.85 anos; altura= 175.66 ± 7.79 cm; massa= 72.16 ± 12.17 Kg]) e em um grupo treinamento (GT [n= 8; idade= 21.55 ± 2.45 anos; altura= 176.72 ± 3.19 cm; massa= 73.27 ± 11.11 Kg]).

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.

2.2 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).

Ambos os testes consistiram na extensão isométrica da coluna vertebral tracionando uma célula de carga (Kratos 200 Kg, Kratos Dinamômetros Ltda., São Paulo, SP) (Figura 1E) fixa a um colete (Figura 1D) utilizado pelos voluntários em uma extremidade e a base da mesa de teste na outra extremidade. A célula de carga foi acoplada a um indicador digital (Kratos IK 14A, Kratos Dinamômetros Ltda., São Paulo, SP, Brasil) (Figura 1F), o qual permitiu aos voluntários controlarem a intensidade do esforço no momento das contrações sub-máximas. 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).

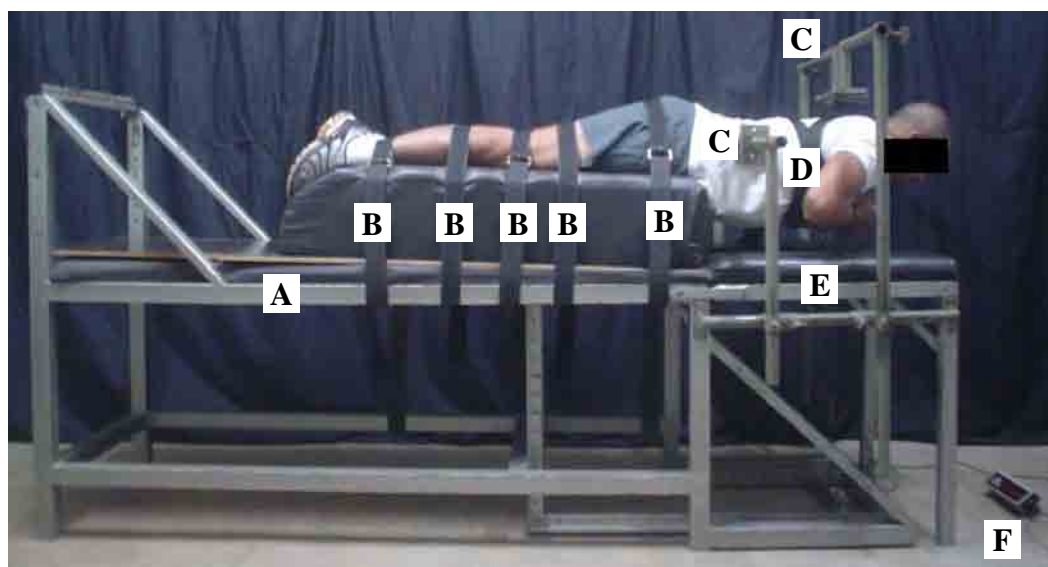


Figura 1 – Postura e estação de teste utilizada no estudo. A: mesa de teste; B: cintos de segurança; C: limitadores de movimento; D: colete; E: célula de carga; F: indicador digital.

2.3 Determinação da CIVM

A CIVM de cada voluntário foi determinada em um dia de teste. Nesse dia, na postura padronizada para o estudo, os voluntários realizaram três CIVM com duração de cinco segundos e intervalo de cinco minutos entre cada uma delas (BILLETER; HOPPELER, 1992). A CIVM foi determinada a partir da média dos três valores correspondentes a força de tração na célula de carga.

2.4 Contrações Sub-Máximas

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 sub-máximas ou a variação da intensidade da contração a ser realizada maior do que 1 Kg. O tempo até a exaustão de cada voluntário, definido como tempo de resistência isométrica (TRI) foi registrado.

2.5 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 (IL) no nível do espaço interespinal de L2-L3 deslocados 6 cm lateralmente, e multífido (MU) no nível do espaço interespinal de L4-L5 deslocados 3 cm lateralmente (DE FOA; FORREST; BIEDERMANN, 1989; TSUBOI; SATOU; EGAWA et al., 1994). A distância inter-eletrodos foi de 3 cm centro a centro. Previamente a colocação dos eletrodos foi realizada tricotomia, abrasão suave da pele com lixa fina e limpeza da pele com álcool.

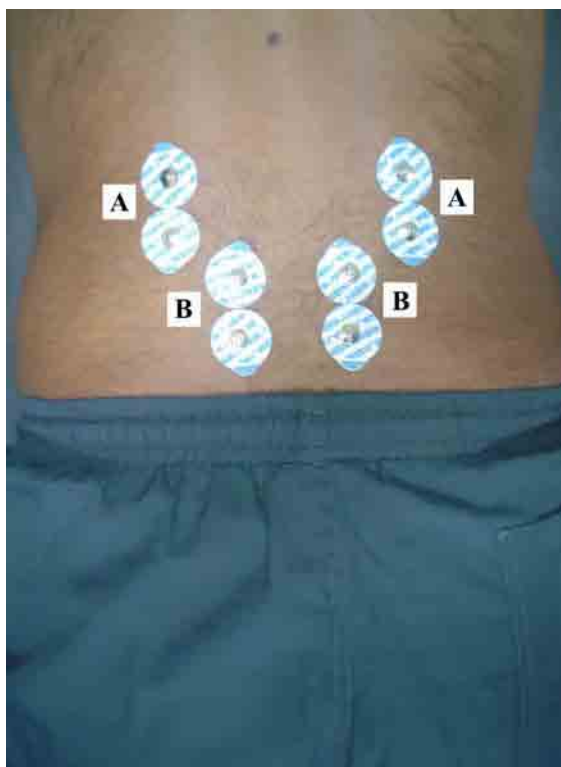


Figura 2 – Posicionamento dos eletrodos. A: músculos iliocostais; B: músculos multífidos.

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

2.6 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 obtidas variáveis temporais (*root mean square* [RMS]) e espectrais (frequência mediana [FM]).

Ambas as variáveis foram obtidas do sinal EMG registrado durante as contrações sub-máximas a partir de intervalos de tempo de 1 segundo de duração e a cada 0.5 segundo do TRI.

Essas variáveis foram correlacionadas com o TRI por meio da correlação linear de Pearson. Dessa correlação foram obtidos os valores de *slope* que permitiram a identificação da fadiga muscular em cada uma das intensidades de contração (%CIVM).

Particularmente, os *slopes* resultantes das correlações entre os valores de RMS e o TRI, foram correlacionados com as suas respectivas intensidades de contração também por meio da correlação linear de Pearson, a qual permitiu a identificação de uma reta cujo intercepto no eixo *y* representou o EMG_{LF} , utilizado no presente estudo como índice representativo da intensidade da contração a ser utilizada para o treinamento dos músculos eretores da espinha.

2.7 Treinamento de Resistência Isométrica dos Músculos Eretores da Espinha

O protocolo de treinamento consistiu na realização de uma única contração isométrica em intensidade correspondente ao EMG_{LF} até a exaustão do

voluntário. Os critérios para o encerramento da contração foram os mesmos utilizados para as contrações sub-máximas realizadas previamente ao treinamento.

Esse procedimento foi repetido três vezes por semana e realizado durante quatro semanas consecutivas.

Embora dois músculos tenham sido avaliados bilateralmente, o EMG_{LF} do músculo IL foi o selecionado para o treinamento, pois estudos prévios demonstraram que este é o músculo que está mais relacionado com a capacidade de realizar contrações isométricas por um período de tempo maior (SPARTO; PARNIANPOUR; REINSEL et al., 1997; CLARK; MANINI; PLOUTZ-SNYDER, 2003), o que pode ser explicado por pela composição histológica das suas fibras musculares.

Por exemplo, Sirca; Kostevc (1985); Jorgensen; Nicolaisen; Kato (1993) demonstraram que músculos localizados em níveis mais baixos e com maior proximidade da coluna lombar apresentam uma predominância de fibras do tipo II, e por este motivo teriam maior relação com a força muscular.

No presente estudo, a seleção do EMG_{LF} do músculo iliocostal direito ou esquerdo, ocorreu com base em informações estatísticas obtidas por meio da correlação linear de Pearson utilizada para a obtenção dos EMG_{LF} . O músculo cujos valores do coeficiente de determinação (r^2) e do nível de significância foram mais elevados teve o seu respectivo EMG_{LF} utilizado para o treinamento.

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

2.8 Detalhamento do Teste e Re-Teste

Todos os procedimentos realizados previamente ao período de treinamento, determinação da CIVM e contrações sub-máximas, foram definidos como teste.

Após as quatro semanas de treinamento ou do período controle, todos os voluntários realizaram novamente em uma mesma semana as contrações sub-máximas nas mesmas intensidades utilizadas na fase de teste. As intensidades das contrações foram novamente selecionadas randomicamente. O mesmo intervalo entre cada dia de teste foi utilizado. Essa fase do estudo foi denominada de re-teste 1 e novamente variáveis EMG foram analisadas assim como o TRI.

No último dia da semana do re-teste 1, a CIVM de cada voluntário foi novamente determinada da mesma forma que durante a fase de teste.

Na semana seguinte, os voluntários realizaram novas contrações sub-máximas também em intensidades correspondentes a 5%, 10%, 15% e 20% da CIVM determinada durante o re-teste 1. Essa fase do estudo foi denominada de re-teste 2, e novamente as variáveis EMG, assim como o TRI, foram analisados.

2.9 Análise Estatística

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

O efeito do treinamento foi verificado por meio da comparação dos valores de *slope* das diferentes variáveis EMG obtidas nas fases de teste e re-teste 1,

assim como por meio da comparação dos valores de *slope* obtidos nas fases de teste e re-teste 2. Para essa análise o teste de Friedman foi utilizado e, quando necessário, um test *post hoc* foi realizado para identificar entre quais fases do teste as diferenças foram significantes. As análises estatísticas foram consideradas significantes com $p < 0,05$.

3 RESULTADOS

Os dados demográficos de ambos os grupos registrados durante os períodos de teste e re-teste são apresentados na tabela 1 e diferenças significantes não foram encontradas.

Tabela 1 – Média e desvio padrão dos dados demográficos registrados nos períodos de teste e re-teste.

Dado Demográfico	Grupo Controle		Grupo Treinamento	
	Teste	Re-Teste	Teste	Re-Teste
Idade (anos)	20.77±1.85	20.87±1.95	21.55±2.45	21.75±2.54
Altura (m)	175.66±7.79	175.66±7.79	176.72±3.19	176.72±3.19
Massa (Kg)	72.16±12.17	70.27±14.04	73.27±11.11	73.90±11.22

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

A análise do TRI também não revelou mudança significativa em ambos os grupos estudados (Figuras 3A e 3B).

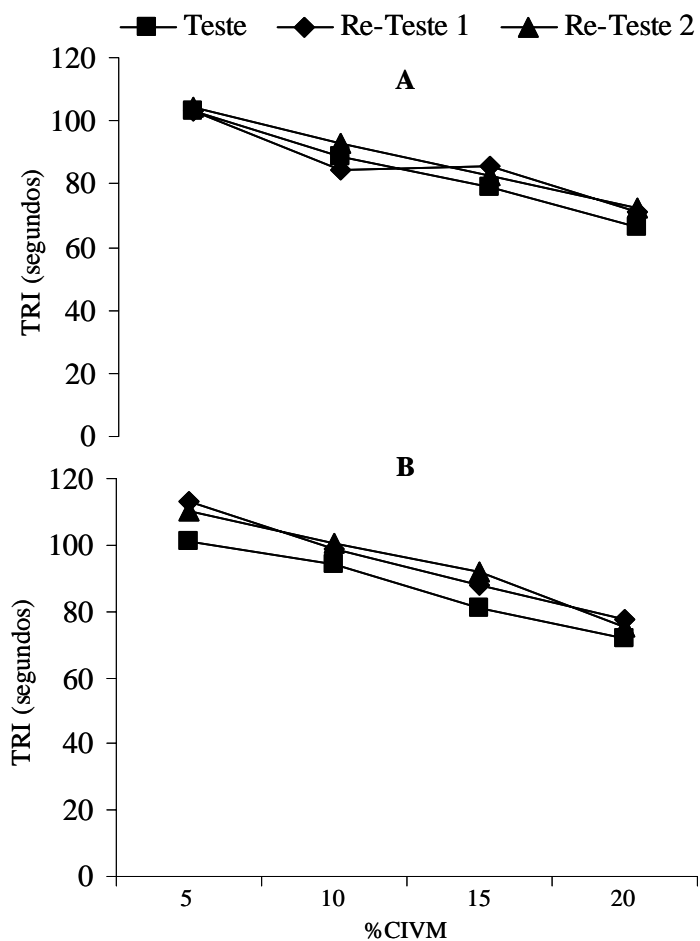


Figura 3 – Valores médios do tempo de resistência isométrica (TRI) registrados para os grupos controle (Figura 3A) e treinamento (Figura 3B).

A análise dos parâmetros EMG investigados no presente estudo não revelou predominantemente mudanças significantes em ambos os grupos estudados.

No GC, a análise dos *slopes* dos valores de RMS revelou diferença significante apenas no músculo MU-D na comparação entre o teste e re-teste 2 na contração correspondente a 20% da CIVM (Figura 4).

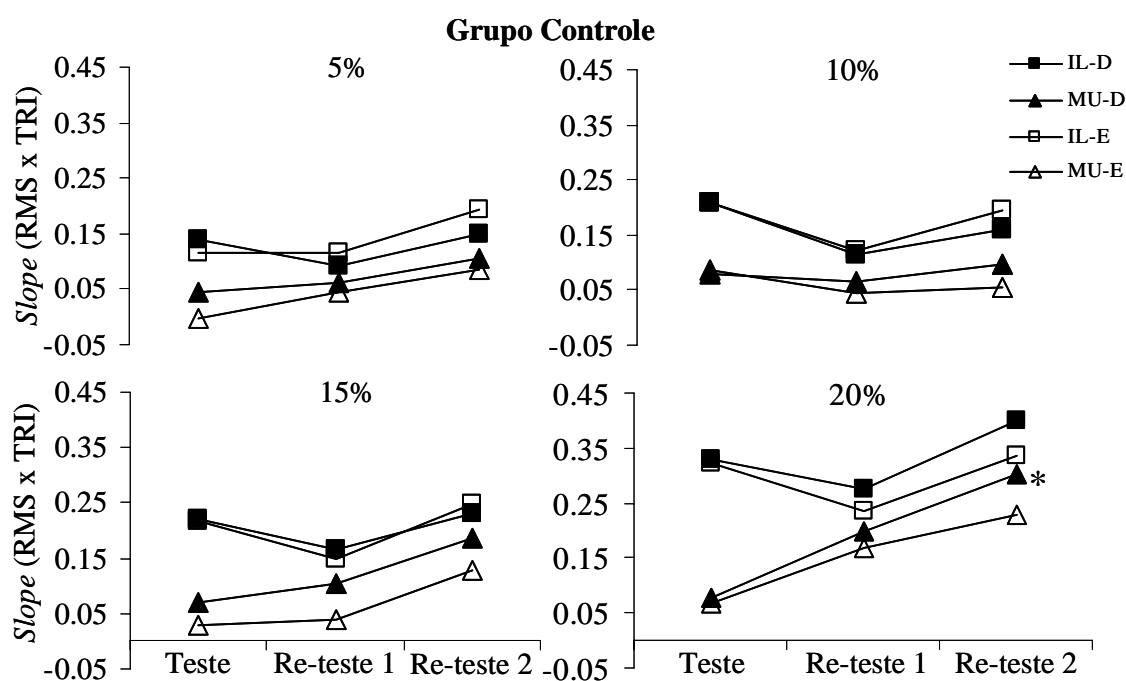


Figura 4 – Valores médios dos *slopes* de RMS obtidos das fases de teste, re-teste 1 e re-teste 2 para os músculos IL-D, MU-D, IL-E e MU-E durante contrações isométricas a 5%, 10%, 15% e 20% da CIVM.

*diferença significante em relação a fase de teste.

Já a análise dos valores de *slope* da FM não revelou diferença significativa entre as diferentes fases do estudo independente do músculo avaliado e intensidade de contração (Figura 5).

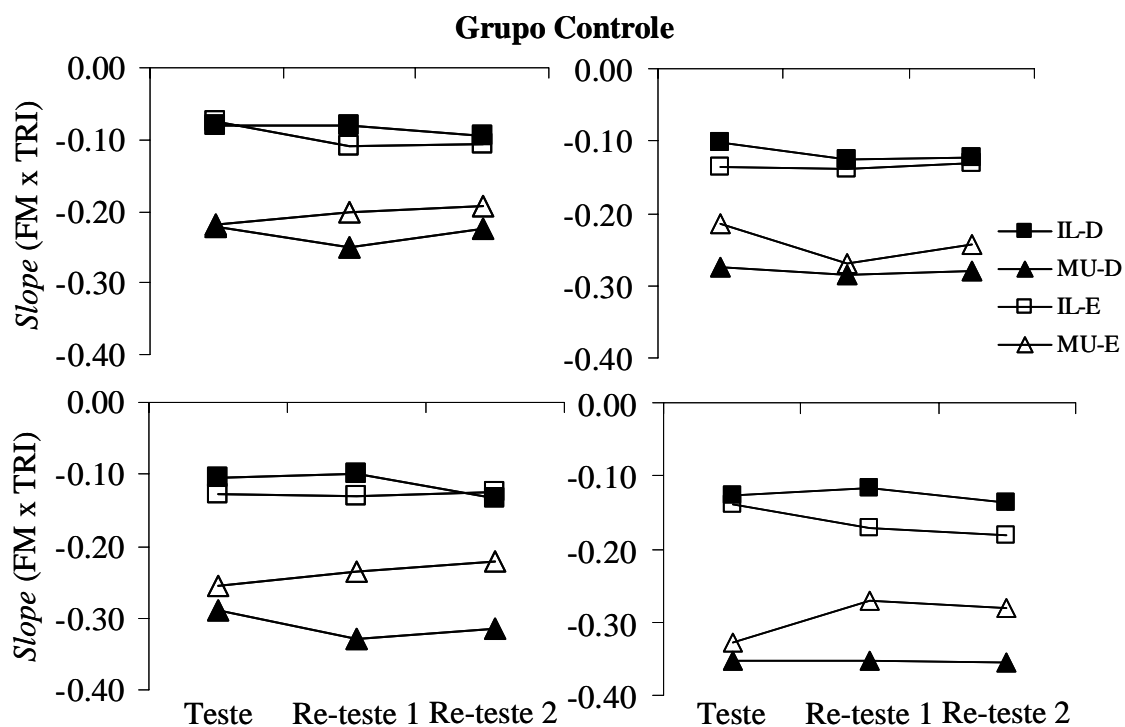


Figura 5 – Valores médios dos *slopes* de FM obtidos das fases de teste, re-teste 1 e re-teste 2 para os músculos IL-D, MU-D, IL-E e MU-E durante contrações isométricas a 5%, 10%, 15% e 20% da CIVM.

No GT não foram observadas diferenças significantes entre os valores de *slope* de RMS (Figura 6) e de FM (Figura 7) obtidos das diferentes fases de avaliação propostas no presente estudo.

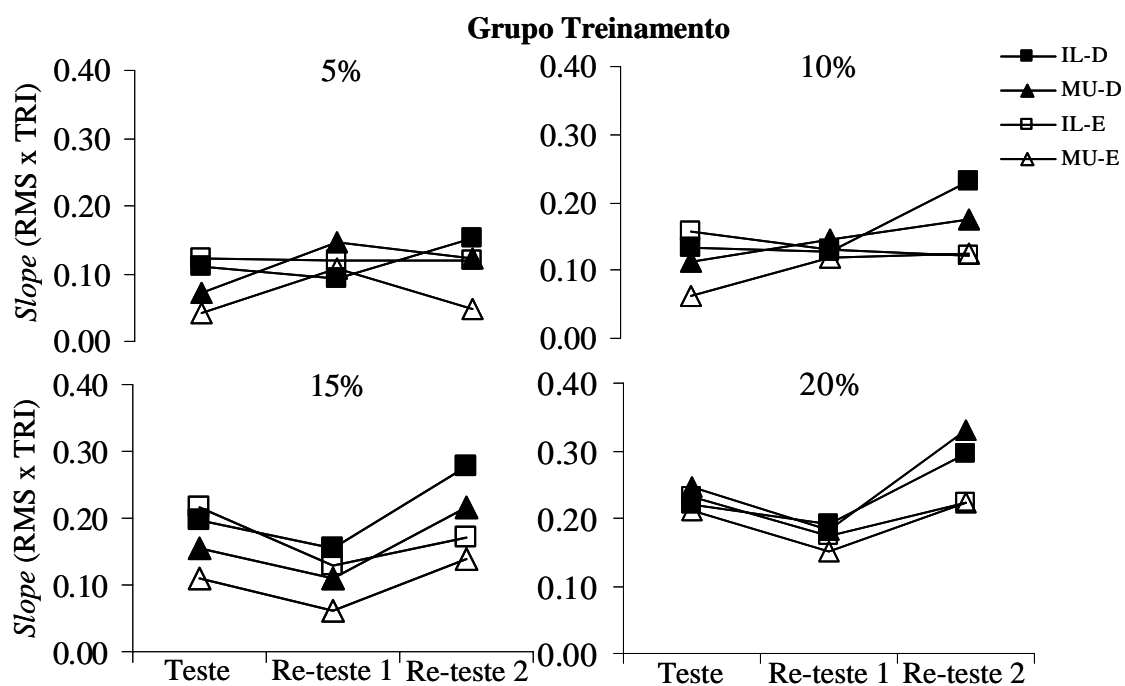


Figura 6 – Valores médios dos *slopes* de RMS obtidos das fases de teste, re-teste 1 e re-teste 2 para os músculos IL-D, MU-D, IL-E e MU-E durante contrações isométricas a 5%, 10%, 15% e 20% da CIVM.

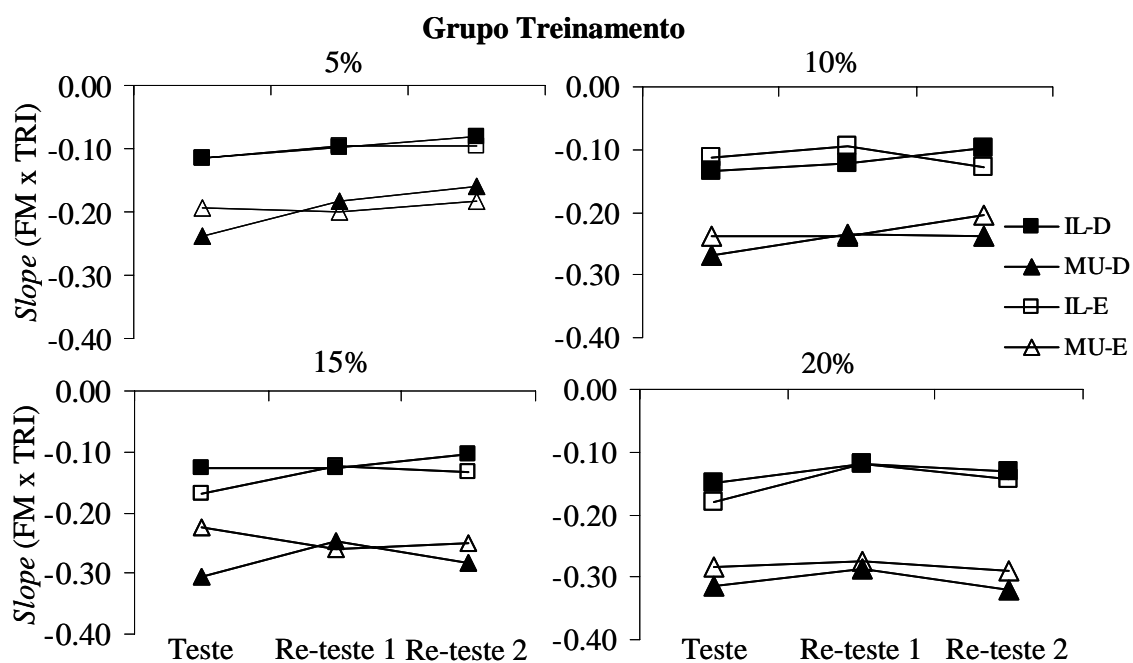


Figura 7 – Valores médios dos *slopes* de FM obtidos das fases de teste, re-teste 1 e re-teste 2 para os músculos IL-D, MU-D, IL-E e MU-E durante contrações isométricas a 5%, 10%, 15% e 20% da CIWM.

4 DISCUSSÃO

No presente estudo não observadas mudanças significantes nos parâmetros mecânicos avaliados, a CIVM e o TRI.

O índice fornecido pelo EMG_{LF} está relacionado com uma intensidade de esforço cujo efeito não é esperado influenciar a força do grupo muscular submetido ao treinamento.

Por outro lado, o aumento no TRI em cada uma das intensidades de contração seria esperado como um resultado positivo do treinamento proposto. Moffroid; Haugh; Haig et al. (1993) encontrou mudança significativa no TRI durante a realização de teste similar ao realizado no presente estudo. Após seis semanas de treinamento, o TRI do GT apresentou um aumento 17% contra apenas 1% do GC.

Contudo, naquele estudo, o protocolo de treinamento empregado utilizou de um constante incremento na intensidade da contração a ser realizada por meio de modificações no posicionamento dos membros superiores e inferiores durante a extensão do tronco, enquanto que no presente estudo, a mesma intensidade de contração foi utilizada durante as quatro semanas de treinamento.

O nível de fadiga dos músculos avaliados demonstrou também não ser influenciado pelo protocolo de treinamento utilizado independente da variável EMG estudada. Mais uma vez, a ausência da progressão da intensidade da contração utilizada para o treinamento dos músculos IL e MU constitui provavelmente o fator decisivo para este resultado.

Outro aspecto a ser considerado está relacionado com a natureza altamente sinérgica dos músculos da coluna vertebral. Essa característica é responsável

por transferências de momento entre os músculos responsáveis pela extensão do tronco. Dul; Johnson; Shiavi et al. (1984) sugeriram a hipótese de que com o início da fadiga e com o aumento da intensidade da contração, músculos maiores da coluna vertebral seriam mais ativados que músculos menores como o IL e MU, e que por isso estes últimos não seriam suficientemente sobrecarregados em intensidade suficiente para provocar modificações neurais ou histológicas.

Moffroid; Haug; Haig et al. (1993) acrescentaram ainda que músculos localizados na coluna torácica e na região cervical podem também ser responsáveis por auxiliarem os músculos lombares durante esforços de extensão do tronco.

A existência de uma interação entre a coluna lombar e a região do quadril também tem sido demonstrada (PETERSON; AMUNDSEN; SCHENDEL et al., 1987; VLEEMING; POOL-GOUDZWAARD; STOECKART et al., 1995). O glúteo máximo, um potente músculo extensor do quadril, apresenta uma importante ligação com os músculos da região lombar por meio da fáscia tóraco-lombar e com o músculo bíceps femural por meio do ligamento sacro-tuberal (VLEEMING; POOL-GOUDZWAARD; STOECKART et al., 1995). A consequência da interação mecânica dessas duas regiões é que músculos dos membros inferiores podem participar auxiliando na extensão do tronco, minimizando deste modo os efeitos do treinamento proposto no presente estudo e contribuindo com a não modificação do nível de fadiga dos músculos estudados.

Finalmente, no presente estudo, o EMG_{LF} do músculo IL foi o selecionado para o protocolo de treinamento proposto, e considerando-se as diferentes características histológicas das fibras dos músculos IL e MU (SIRCA; KOSTEVC, 1985; JORGENSEN; NICOLAISEN; KATO, 1993), não seria deste modo esperado modificações importantes para o músculo MU.

5 CONCLUSÃO

A utilização do EMG_{LF} para o treinamento dos músculos eretores da espinha não representa um índice adequado para a definição de uma intensidade de contração necessária para a melhora da resistência isométrica nas presentes condições experimentais.

6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BIGLAND-RITCHIE, B.; DONOVAN, E. F.; ROUSSOS, C. S. Conduction velocity and emg power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. **Journal of Applied Physiology**, v. 51, p. 1300-1305, 1981.

BILLETER, R.; HOPPELER, H. Muscular basis of strength. In: KOMI, P. **Strength and power in sport**. Oxford: Blackwell Scientific Publications, 1992. p. 39-63.

CARDOZO, A. C.; GONÇALVES, M. Electromyographic fatigue threshold of erector spinae muscle induced by a muscular endurance test in health men. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v. 43, p. 377-380, 2003.

CHOK, B.; LEE, R.; LATIMER, J. et al. Endurance training of the trunk extensor muscles in people with subacute low back pain. **Physical Therapy**, v. 79, p. 1032-1042, 1999.

CLARK, B. C.; MANINI, T. M.; PLOUTZ-SNYDER, L. L. Derecruitment of the lumbar musculature with fatiguing trunk extension exercise. **Spine**, v. 28, p. 282-287, 2003.

DE FOA, J. L.; FORREST, W.; BIEDERMANN, H. J. Muscle fibre direction of longuissimus, iliocostalis and multifidus: landmark-derived reference lines. **Journal of Anatomy**, v. 163, p. 243-247, 1989.

DE VRIES, H. A.; MORITANI, T.; NAGATA, A. et al. The relation between critical power and neuromuscular fatigue as estimated from electromyographic data. **Ergonomics**, v. 25, p. 783-791, 1982.

DIL, J.; JOHNSON, G. E.; SHIAMI, R. et al. Muscular synergism, II: minimum-fatigue criterion for load sharing between synergistic muscles. **Journal of Biomechanics**, v. 17, p. 675-684, 1984.

HIDES, J. A.; STOKES, M. J.; SAID, G. A. et al. Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms in patients with acute/subacute low back pain. **Spine**, v. 19, p. 165-172, 1994.

HIDES, J. A.; RICHARDSON, C. A.; JULL, G. A. Multifidus recovery is not automatic after resolution of acute, first episode low back pain. **Spine**, v. 21, p. 2763-2769, 1996.

HOUSH, T. J.; DE VRIES, H. A.; JOHNSON, G. O. et al. Neuromuscular fatigue thresholds of the vastus lateralis, vastus medialis and rectus femoris muscles. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v. 36, p. 247-256, 1996.

HULTMAN, G.; NORDIN, M.; SARASTE, H. et al. Body composition, endurance, strength, cross-sectional area, and density of MM erector spinae in men with and without low back pain. **Journal of Spinal Disorders**, v. 6, p. 114-123, 1993.

KANKAANPÄÄ, M.; LAAKSONEN, D.; TAIMELA, S. et al. Age, sex, and body mass index as determinants of back and hip extensor fatigue in the isometric Sorensen back endurance test. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 79, p. 1069-1075, 1998.

LUOTO, S.; HELIÖVAARA, M.; HURRI, H. et al. Static back endurance and the risk of low-back pain. **Clinical Biomechanics**, v. 10, p. 323-324, 1995.

MATSUMOTO, T.; ITO, K.; MORITANI, T. The relationship between anaerobic threshold and electromyographic fatigue threshold in college women. **European Journal of Applied Physiology**, v. 63, p. 1-5, 1991.

MOFFROID, M. T.; HAUGH, L. D.; HAIG, A. J. et al. Endurance training of trunk extensor muscles. **Physical Therapy**, v. 73, n. 1, p. 10-17, 1993.

MORITANI, T.; TAKAISHI, T.; MATSUMOTO, T. Determination of maximal power output at neuromuscular fatigue threshold. **Journal of Applied Physiology**, v. 74, p. 1729-1734, 1993.

NG, J. K.-F.; RICHARDSON, C. A.; JULL, G. A. Electromyographic amplitude and frequency changes in the iliocostalis lumborum and multifidus muscles during a trunk holding test. **Physical Therapy**, v. 77, p. 954-960, 1997.

PETERSON, C.; AMUNDSEN, L.; SCHENDEL, M. Comparison of the effectiveness of two pelvic stabilization systems on pelvic movement during isometric trunk extension and flexion muscle contractions. **Physical Therapy**, v. 67, p. 534-539, 1987.

ROY, S. H.; DE LUCA, C. J.; EMLEY, M. et al. Spectral Electromyographic assessment of back muscles in patients with low back pain undergoing rehabilitation. **Spine**, v. 20, p. 38-48, 1995.

SEIDEL, H.; BEYER, H.; BRÄUER, D. Electromyographic evaluation of back muscle fatigue with repeated sustained contractions of different strengths. **European Journal of Applied Physiology**, v. 56, p. 592-602, 1987.

SPARTO, P. J.; PARNIANPOUR, M.; REINSEL, T. E. et al. Spectral and temporal responses of trunk extensor electromyographic to an isometric endurance test. **Spine**, v. 22, p. 418-426, 1997.

SUNG, P. S. Multifidi muscles median frequency before and after spinal stabilization exercises. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 84, p. 1313-1318, 2003.

TSUBOI, T.; SATOU, T.; EGAWA, K. et al. Spectral analysis of electromyogram in lumbar muscles: fatigue induced endurance contraction. **European Journal of Applied Physiology**, v. 69, p. 361-366, 1994.

VLEEMING, A.; POOL-GOUDZWAARD, A. L.; STOECKART, R. et al. The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Its function in load transfer from spine to legs. **Spine**, v. 20, n. 7, p. 753-758, 1995.

CONCLUSÕES GERAIS

A realização de pesquisas utilizando a eletromiografia como um instrumento biomecânico de avaliação dos músculos da coluna vertebral, tem possibilitado a obtenção de avanços no entendimento do comportamento destes músculos durante situações de sobrecarga e, particularmente, do papel da fadiga muscular no comprometimento estrutural e funcional da coluna lombar.

Embora essa área de estudo já venha sendo explorada há algumas décadas, o grande volume de pesquisas ainda conduzidas dentro desse contexto nos dias de hoje, demonstra que as respostas aos muitos questionamentos relacionados com os efeitos, e especialmente, com os meios de controlar sobrecargas excessivas na coluna lombar possibilitando a prevenção e o tratamento daquele que é o mais limitante dos sintomas das patologias da coluna vertebral, a dor lombar, não são totalmente conhecidas.

A complexa configuração estrutural das diferentes estruturas anatômicas que compõe o esqueleto axial explica, pelo menos em parte, a dificuldade de se obter um completo entendimento deste segmento corporal. A presença em conjunto de funções teoricamente contraditórias, expressas na forma da necessidade de rigidez, permitindo a manutenção da postura ereta assim como a articulação com os membros superiores e inferiores, e ao mesmo tempo de flexibilidade para ampliar o alcance dos movimentos do esqueleto apendicular e permitir a dissipação de forças geradas pelo próprio corpo ou pelo ambiente, contribuem adicionalmente para a dificuldade em se avaliar os músculos da coluna vertebral.

Na presente dissertação, diferentes aspectos foram estudados, permitindo que alguns questionamentos fossem solucionados assim como outros fossem propostos como ponto de partida para a realização de novas pesquisas.

Inicialmente, o padrão de ativação de diferentes músculos lombares foi analisado. Em estudos similares, usualmente apenas a contração em intensidade suficiente para a manutenção do tronco em posição horizontal, com os voluntários posicionados em decúbito ventral, é avaliada. No artigo 1, o efeito de contrações submáximas em intensidades correspondentes a porcentagens da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) foi avaliada. Intensidades de contração entre 5% e 20% da CIVM demonstraram serem responsáveis por um nível ativação similar tanto nos músculos iliocostais (IL) como nos multífidis (MU). Esse resultado fornece dados normativos da solicitação desses músculos durante esforços isométricos, que se considerados em um programa de treinamento, apontam para a necessidade de se considerar intensidades de contração acima de 20% da CIVM durante a progressão do treinamento para efetivamente promover a ativação dos músculos IL e MU.

A comparação entre a atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos IL e MU demonstrou um nível de ativação similar para ambos os músculos. Outros estudos demonstraram diferenças entre os níveis de ativação desses músculos relacionadas com a composição histológica dos mesmos e conseqüentemente com suas funções. Os níveis de ativação similares obtidos para esses músculos, fornecem indícios de uma igual contribuição dos mesmos para a estabilidade estática da coluna lombar.

A identificação de um nível de ativação similar para os músculos IL e MU contra-laterais, destacam a efetividade do controle postural possibilitado pela estação de teste desenvolvida para o estudo, evitando movimentos compensatórios de

rotação e inclinação lateral da coluna vertebral, comumente observados neste tipo de estudo.

Nos artigos 2 e 3, a fadiga muscular, fenômeno neuromuscular indicativo da sobrecarga a qual um músculo está sendo submetido, e cuja relação com a dor lombar tem sido extensamente estudada, foi avaliada.

Usualmente, os valores de *root mean square* (RMS) e frequência mediana (FM) são utilizados no estudo da fadiga muscular. No artigo 2, além da FM outros parâmetros espectrais foram utilizados, sendo eles a potência total (PT), a potência pico (PP), a frequência da potência pico (FPP) e a frequência média (Fm). Em adição, um parâmetro relacionado com a amplitude do sinal EMG, o RMS pico (RMSP), foi estudado.

Em função da escassez de estudos utilizando o *slope* dessas variáveis como indicativo da fadiga de músculos da coluna lombar, os resultados compuseram principalmente dados normativos demonstrando *slopes* positivos para as variáveis PT, PP e RMS, e *slopes* negativos para as variáveis FPP, FM e Fm.

Os níveis de fadiga demonstraram serem diferentes quando se comparou as intensidades de contração utilizadas, contudo este resultado não foi reprodutível, variando de acordo com o parâmetro analisado e intensidades de contração comparadas.

Por outro lado, no artigo 3, o estudo da fadiga muscular por meio da análise dos *slopes* de RMS, permitiu para o músculo IL a identificação bilateralmente de um comportamento padrão da fadiga muscular, evidenciando diferença significativa entre o nível de fadiga muscular induzido por contrações de 5% e 20% da CIVM, sendo o nível de fadiga similar para contrações intermediárias.

Mais uma vez, a similaridade para os níveis de fadiga dos músculos IL e MU contra-laterais, reforçam a sugestão de eficácia da estação de teste desenvolvida para o estudo, responsável por uma igual distribuição de sobrecarga para músculos localizados do lado direito e esquerdo da coluna lombar.

Da mesma forma, o similar nível de fadiga identificado para os músculos IL e MU, sugerem assim como quando a ativação muscular foi estudada no artigo 1, que ambos os músculos desempenham um papel igualmente importante para a resistência isométrica da coluna lombar.

Finalmente, no artigo 4 a utilização do limiar de fadiga eletromiográfico (EMG_{LF}) como índice representativo de uma intensidade de contração a ser utilizada para o treinamento dos músculos IL e MU, demonstrou não ser capaz de promover a melhora da resistência à fadiga nestes músculos. Outros parâmetros como o TRI e a CIVM também não foram modificados.

Algumas observações, relacionadas com os aspectos metodológicos, foram realizadas no sentido de entender a limitação da utilização do EMG_{LF} como índice de treinamento. Particularmente, a utilização de uma mesma intensidade de contração, correspondente ao EMG_{LF} , pelo período de quatro semanas utilizadas para o treinamento dos músculos IL e MU não foi suficiente para promover modificações nas características de ativação desses músculos.

A necessidade de se promover periodicamente o aumento da sobrecarga nos músculos que estão sendo treinados, não foi considerada no presente estudo em função da proposta do artigo. Assim mesmo, a obtenção de um novo EMG_{LF} dentro das quatro semanas de treinamento provavelmente não seria viável, pois este procedimento exige uma semana de testes o que poderia causar o comprometimento de uma possível

melhora do desempenho dos músculos treinados, constituindo deste modo um fator limitante nesta metodologia.

Desse modo, em resumo, a presente dissertação demonstrou que a metodologia utilizada é adequada para a verificação dos padrões de ativação dos músculos avaliados assim como da sua fadigabilidade por meio de diferentes variáveis EMG, contudo novos protocolos de treinamento precisam ser propostos e testados.