

# ANÁLISE DE VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS DURANTE CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA FADIGANTE

Mauro Gonçalves<sup>1</sup>  
Sarah Regina Dias da Silva<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Laboratório de  
Biomecânica – UNESP - Rio  
Claro - SP

GONÇALVES, Mauro; SILVA, Sarah Regina Dias da. Análise de variáveis eletromiográficas durante contração isométrica fadigante. *Salusvita*, Bauru, v. 26, n. 1, p. 39-51, 2007.

## RESUMO

O objetivo do presente estudo foi analisar o comportamento das variáveis Root Mean Square (RMS) e Frequência Mediana (FM) do sinal eletromiográfico dos músculos Reto Femoral (RF), Vasto Medial (VM) e Vasto Lateral (VL) de 10 voluntários, durante o tempo de execução do exercício de extensão isométrica do joelho realizado com cargas de 20%, 30%, 40% e 50% da Contração Voluntária Máxima (CVM). Para realização do exercício utilizou-se cadeira específica, célula de carga, e indicador digital. Os sinais eletromiográficos foram obtidos por meio de eletrodos de superfície, módulo de aquisição de sinais biológicos, placa A/D e software específico (frequência de amostragem: 1000Hz, ganho: 1000 vezes, filtro de passa alta: 20Hz, filtro de passa baixa: 500Hz). Os valores de RMS e FM foram calculados a cada 5% do tempo total de execução do exercício em cada carga, e foram normalizados pela CVM. Os valores normalizados foram analisados entre o tempo inicial em relação as demais porcentagens de tempo, assim como foram correlacionados em função do tempo total. Os resultados da análise dos valores de RMS dos músculos VM e VL demonstraram comportamento característico da fadiga muscular, com o aumento do RMS em função do tempo, o que ocorreu predominantemente a partir de 60% do tempo total. A FM somente demonstrou diminuição em

Recebido em: 27/05/2005  
Aceito em: 10/07/2006

função do tempo total para o músculo RF. Diante deste comportamento, conclui-se que os músculos estudados apresentam diferentes capacidades de resistência, o que permite um melhor direcionamento das condutas de reabilitação e treinamento.

**PALAVRAS-CHAVE:** joelho; contração isométrica; fadiga; eletromiografia

## ABSTRACT

*The purpose of this study was to analyze the behavior of root mean square (RMS) and median frequency (MF) electromyographic variables from rectus femoris (RF), vastus medialis (VM) and vastus lateralis (VL) muscles of 10 volunteers during the execution time of isometric knee extension exercise performed with 20%, 30%, 40% and 50% of maximal voluntary contraction (MVC). A specific chair, load cell and digital display were used to perform the exercise. The electromyographic signals were obtained by surface electrodes, acquisition module of biological signals, A/D board, specific software calibrated with frequency rate: 1000Hz, gain: 1000 times, high pass filter: 20Hz and low pass filter: 500Hz. The RMS and MF values were calculate in each 5% of total exercise execution time in each load, and were normalized by MVC. The normalized values were analyzed between the initial time with others percentages of time and all values were correlated in relation to the total time. The results showed that the RMS obtained from VM and VL muscles presented the characteristic behavior of muscular fatigue by the increasing of RMS with time, which predominantly happen after 60% of total time. The MF decreases with total time only to RF muscle. With these behaviors, we concluded that the muscles analyzed here present different endurance capacity, which may accomplish rehabilitation and training programs.*

**KEY WORDS:** knee; isometric contraction; fatigue; electromyography

GONÇALVES, Mauro; SILVA, Sarah Regina Dias da. Análise de variáveis eletromiográficas durante contração isométrica fadigante. *Salusvita*, Bauru, v. 26, n. 1, p. 39-51, 2007.

GONÇALVES,  
Mauro; SILVA,  
Sarah Regina Dias  
da. Análise de  
variáveis  
eletromiográficas  
durante contração  
isométrica  
fadigante.  
*Salusvita*, Bauru, v.  
26, n. 1, p. 39-51,  
2007.

## INTRODUÇÃO

A fadiga muscular é definida como a falha na manutenção da força (BIGLAND-RITCHIE et al., 1981), e o sinal eletromiográfico (EMG) contém informação sobre este fenômeno por meio das variáveis root mean square (RMS) obtida da análise temporal do sinal, e frequência média e mediana obtidas dos parâmetros de frequência do sinal (RAVIER et al., 2005). Estas variáveis fornecem informação relacionada com a quantidade e a ativação cronológica de diferentes unidades motoras diante das mudanças que ocorrem pelo exercício aplicado (GIANNESINI et al., 2003).

O valor de RMS do sinal eletromiográfico indica variações na frequência de disparo e amplitude da atividade muscular (HANNINEN et al., 1989), e estas variáveis normalmente são afetadas no processo da fadiga.

A fadiga muscular tem sido estudada pela atividade voluntária progressiva e contínua que altera a amplitude e a duração dos potenciais de ação (BIGLAND-RITCHIE et al., 1981), como também o comportamento da ativação das unidades motoras (FALLENTIN et al., 1993).

As unidades motoras disparam em velocidades crescentes para compensar a diminuição da força de contração devido a tentativa de manutenção do nível de tensão das fibras fadigadas, principalmente durante contrações submáximas (DeVRIES, 1968; DeVRIES et al., 1982; MORITANI et al., 1993); e este comportamento pode ser observado pelo aumento do sinal EMG (MIYASHITA et al., 1981; HANNINEN et al., 1989; GONÇALVES, 2000).

Durante contrações sustentadas o sinal EMG sofre compressão espectral, comportamento este decorrente da fadiga muscular que induz a uma mudança das frequências média e mediana em direção às baixas frequências (RAVIER et al., 2005).

A análise espectral frequentemente é utilizada para interpretar o comportamento da resposta das unidades motoras diante de tarefas repetitivas, particularmente nas que envolvem contrações isométricas (KUMAR e NARAYAN, 1998; GONÇALVES, 2000; CARDOSO e GONÇALVES, 2003).

A frequência mediana (FM) é mais indicada para analisar a fadiga muscular por ser menos sensível aos ruídos, e mais sensível aos processos bioquímicos e fisiológicos que ocorrem dentro dos músculos durante as contrações sustentadas (STULEN; DeLUCA, 1981).

O comportamento destas variáveis obtidas dos músculos superficiais componentes do quadríceps femoral tem demonstrado diferença de respostas frente a mesma sobrecarga (HOUSH et al., 1995; PIN-

CIVERO et al., 2000), tornando assim relevante estudos sobre o comportamento deste grupo muscular pelo seu grande envolvimento em atividades esportivas ou da vida diária.

## MATERIAIS E MÉTODOS

### Voluntários

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa local, e participaram do mesmo 10 voluntários do gênero feminino (idade:  $19,7 \pm 1,3$  anos; altura:  $161,4 \pm 3,9$ cm; massa corporal:  $54,6 \pm 3,2$ kg), de antropometria semelhante, sem lesões musculoesqueléticas no membro inferior direito, e praticantes de atividade física no mínimo duas vezes por semana. As medidas antropométricas foram obtidas segundo Lohman et al. (1988).

Em dia anterior ao teste os voluntários visitaram o laboratório, foram orientados sobre o experimento e assinaram o termo de consentimento.

### Procedimentos e equipamentos

O exercício isométrico de extensão do joelho foi realizado em uma cadeira específica, na qual os voluntários permaneceram sentados e estabilizados com um cinto de três pontos (tronco e quadril), a articulação do quadril e a do joelho direito foi ajustada em 90 graus de flexão por meio de um goniômetro. A articulação do joelho foi posicionada em 90 graus considerando que neste ângulo a ativação muscular e o torque são maiores (BANDY; HANTEN, 1993; SUTER; HERZOG, 1997).

Uma haste foi posicionada em torno do tornozelo direito para realização do exercício isométrico e, na frente da perna esquerda para impedir movimentos durante o exercício.

Na cadeira de teste foi acoplada uma célula de carga (Kratos® - MM100Kgf, São Paulo, SP, Brasil), a qual foi posicionada perpendicularmente ao suporte em torno do tornozelo direito, e para retorno visual da carga a ser mantida foi utilizado um indicador digital (Kratos®-IK-14A, São Paulo, SP, Brasil) posicionado em frente aos voluntários.

A contração voluntária máxima (CVM) foi determinada em dois dias consecutivos antes do início dos testes, e em cada dia foram realizadas três CVM de 4s de duração cada e 3min de intervalo entre

GONÇALVES, Mauro; SILVA, Sarah Regina Dias da. Análise de variáveis eletromiográficas durante contração isométrica fadigante. *Salusvita*, Bauru, v. 26, n. 1, p. 39-51, 2007.

GONÇALVES, Mauro; SILVA, Sarah Regina Dias da. Análise de variáveis eletromiográficas durante contração isométrica fadigante. *Salusvita*, Bauru, v. 26, n. 1, p. 39-51, 2007.

as mesmas, o que se justifica pelo possível aumento da reprodutibilidade do valor obtido com o maior número de coletas (MANNION; DOLAN, 1996). A CVM (100%) foi determinada pela média dos seis valores obtidos nos dois dias de teste (BILODEAU et al., 1995). Após os testes de CVM os voluntários foram familiarizados com as cargas (% CVM) a serem utilizadas no dia de teste.

O teste foi realizado em quatro dias com a distribuição randômica das cargas de 20%, 30%, 40% e 50% da CVM entre os dias. A extensão isométrica do joelho foi realizada até a força oscilar em 10% do valor a ser mantido, ou quando o próprio voluntário relatasse incapacidade de continuar o teste.

No dia do teste, antes das coletas, foram realizadas três CVM (4s) com 3 minutos de intervalo entre elas, sendo utilizada os valores de RMS e FM da CVM de maior valor de força com menor desvio padrão para normalização dos dados, permitindo assim menor influência da variação da força no sinal eletromiográfico. Após, realizou-se aquecimento de 1min com carga de 5% da CVM seguido de descanso de 2min para iniciar o exercício.

## Eletromiografia

Para captação do sinal EMG utilizou-se eletrodos de superfície conectados a um módulo de aquisição de sinais biológicos (Lynx - Tecnologia Eletrônica Ltda®, São Paulo, SP, Brasil). Eletrodos de superfície bipolar descartáveis de Ag/AgCl (MediTrace), de 1cm de diâmetro, foram posicionados sobre os músculos RF, VM e VL do membro inferior direito (adaptação de DELAGI et al., 1981), com distância intereletrodos de 3cm. No punho direito foi posicionado um eletrodo terra, e antes da colocação dos eletrodos a pele foi preparada com tricotomia e limpeza com lixa fina e álcool.

O sinal EMG foi convertido de analógico para digital por meio de uma placa CAD1026 (Lynx) com entrada para -5 a +5 volts e resolução de 10 bits. Os dados foram adquiridos por meio do software Aqdados (Lynx) e o sistema teve um modo comum de rejeição (CMRR) de 80dB. As coletas foram realizadas com ganho de 1000 vezes, filtros de passa alta de 20Hz e de passa baixa de 500Hz, e frequência de amostragem de 1000Hz.

## Análise do sinais

Os valores de RMS e FM do sinal eletromiográfico foram calculados a cada 5% do tempo total (T0 a T100) de execução do exercício em cada carga (%CVM) por rotinas do MatLab; e ambos valores

foram normalizados pela CVM. Os valores de RMS e FM normalizados foram analisados entre o tempo inicial (T0) em relação as demais porcentagens de tempo em cada carga.

Realizou-se regressão linear dos valores de RMS e FM de cada músculo em função do tempo total (T100), em cada carga, obtendo-se, para análise estatística, os valores de coeficiente de inclinação das retas. Os tempos de exaustão obtidos em cada carga foram comparados entre si.

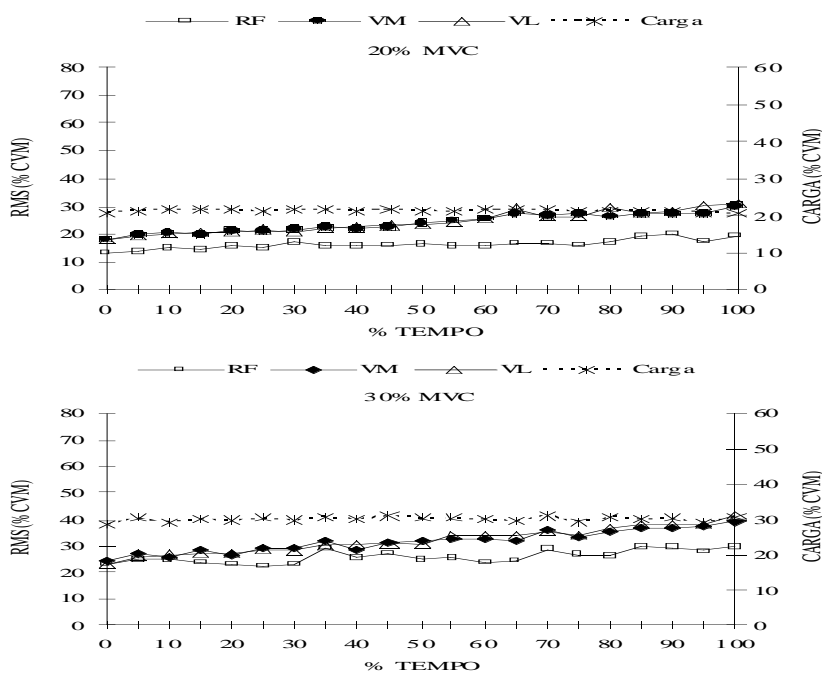
Utilizou-se o teste de Friedman para análise estatística, adotando-se nível de significância de  $p < 0,05$ .

## RESULTADOS

O valor médio ( $\pm$  DP) das CVM obtidas nos dois dias anteriores ao teste foi de 329N ( $\pm$  91) e o tempo de exaustão nas cargas de 20%, 30%, 40% e 50% da CVM foi de 466s ( $\pm$  397), 247s ( $\pm$  154), 153s ( $\pm$  80) e 95s ( $\pm$  26) respectivamente, o que revela uma relação inversa entre a carga e o tempo de exaustão.

Houve diferença significativa entre os tempos de exaustão da carga de 20% em relação aos de 40% e de 50%; e da carga de 30% em relação ao de 50%, com maiores tempos nas cargas de 20% e 30%.

Os valores médios normalizados de RMS e FM dos músculos RF, VM e VL, em cada carga (%CVM) estão demonstrados nas Figuras 1 e 2, respectivamente.



GONÇALVES, Mauro; SILVA, Sarah Regina Dias da. Análise de variáveis eletromiográficas durante contração isométrica fadigante. *Salusvita*, Bauru, v. 26, n. 1, p. 39-51, 2007.

GONÇALVES,  
 Mauro; SILVA,  
 Sarah Regina Dias  
 da. Análise de  
 variáveis  
 eletromiográficas  
 durante contração  
 isométrica  
 fadigante.  
*Salusvita*, Bauru, v.  
 26, n. 1, p. 39-51,  
 2007.

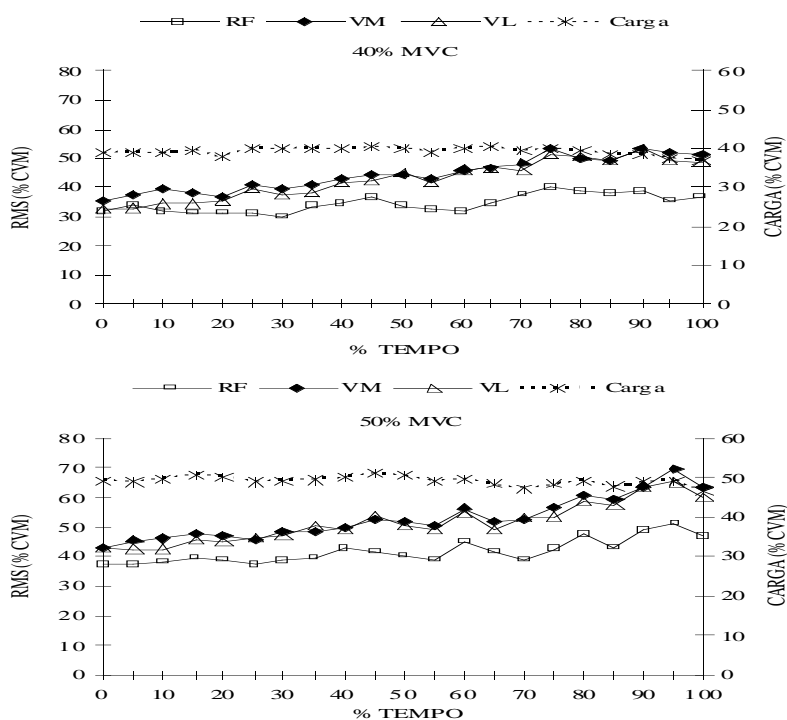
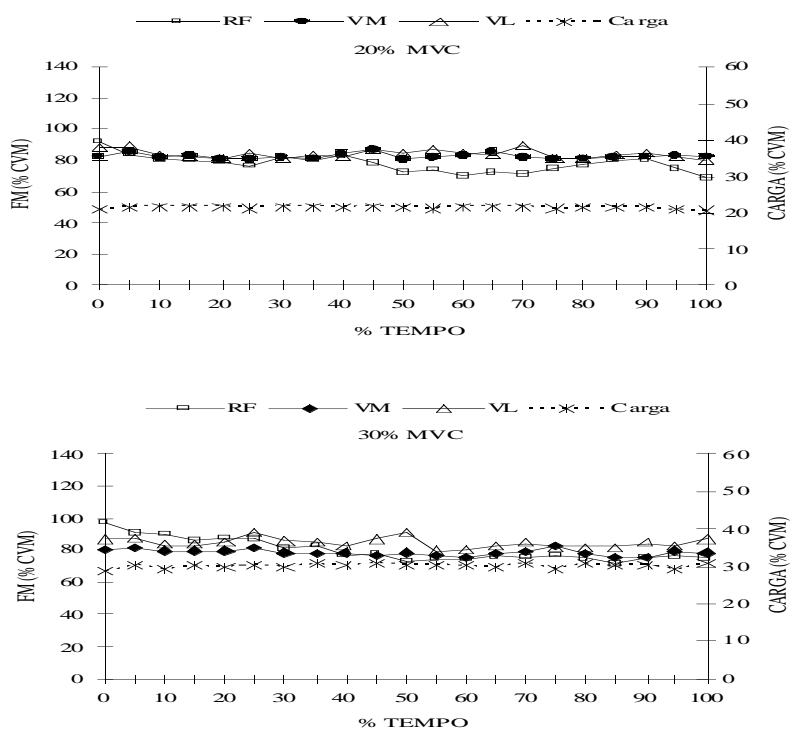


Figura 1 – Valores médios de RMS (% CVM) dos músculos RF, VM e VL obtidos nas cargas de 20%, 30%, 40% e 50% da CVM durante a extensão isométrica do joelho (n=10).



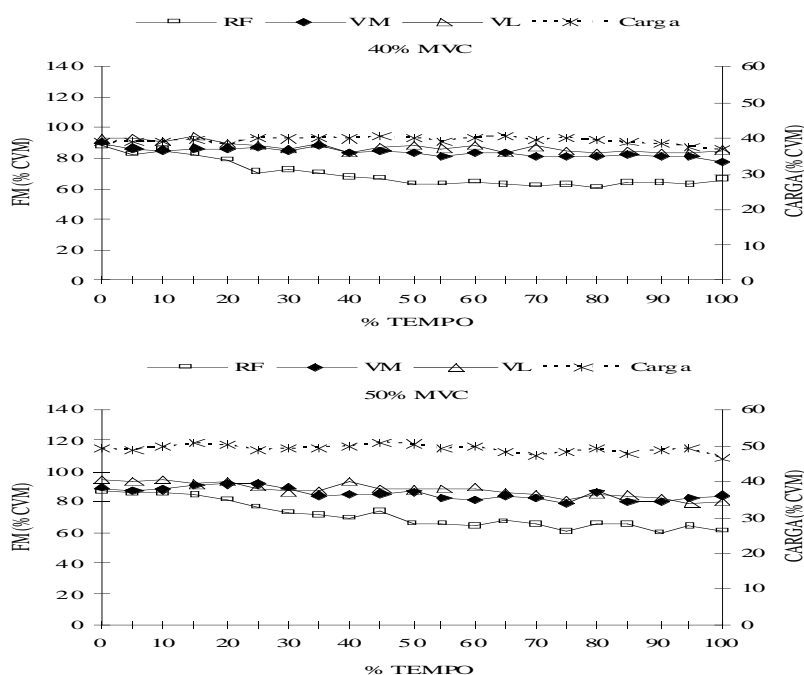


Figura 2 – Valores médios de FM (% CVM) dos músculos RF, VM e VL obtidos nas cargas de 20%, 30%, 40% e 50% da CVM durante a extensão isométrica do joelho (n=10).

O comportamento dos valores de RMS (FIGURA 1) apresentou diferença significativa para o músculo RF somente na carga de 20% CVM, de T0 em relação a T85 e T100, com maiores valores em T85 e T100.

Os músculos VM e VL apresentaram resultados mais próximos, com diferença significativa em relação ao T0 na carga de 20% CVM a partir de T60 para o VM e a partir de T50 para o VL; na carga de 30% CVM a partir de T55 para ambos; na carga de 40% CVM a partir de T65 para o VM e a partir de T50 para o VL. Na carga de 50% CVM somente houve diferença de T0 em relação a T60 e T95 para o VM, e em relação a T95 para o VL. Em todas diferenças estatísticas os valores de RMS aumentaram nas maiores porcentagens do tempo.

O comportamento dos valores da FM (FIGURA 2) apresentou diferença significativa somente para os músculos RF e VM. No músculo RF houve diferença na carga de 20% CVM a partir de T60; na carga de 30% CVM somente houve diferença entre T0 e T85; na carga de 40% CVM a partir de T50 e na carga de 50% CVM a partir de T75.

Para o músculo VM somente houve diferença na carga de 40% CVM entre T0 e T100, e na carga de 50% CVM entre T0 e T75. Em ambos músculos ocorreu diminuição dos valores da FM nas

GONÇALVES, Mauro; SILVA, Sarah Regina Dias da. Análise de variáveis eletromiográficas durante contração isométrica fadigante. *Salusvita*, Bauru, v. 26, n. 1, p. 39-51, 2007.



GONÇALVES,  
Mauro; SILVA,  
Sarah Regina Dias  
da. Análise de  
variáveis  
eletromiográficas  
durante contração  
isométrica  
fadigante.  
*Salusvita*, Bauru, v.  
26, n. 1, p. 39-51,  
2007.

maiores porcentagens de tempo.

Os valores de coeficiente de inclinação das retas (TABELA 1), obtidas pelo RMS de cada músculo analisado em função do tempo total (T100) de execução do exercício, não apresentaram diferença significativa entre as cargas, no entanto, os valores obtidos das retas da FM demonstraram que houve diferença significativa entre as cargas de 20% e 40% CVM para os músculos RF e VL, com maiores valores de inclinação na carga de 40% CVM.

Tabela 1 – Valores médios e desvios padrão dos coeficientes de inclinação das retas obtidas pelas variáveis RMS e FM dos músculos RF, VM e VL nas cargas de 20%, 30%, 40% e 50% da CVM (n = 10).

VARIÁVEL	% CVM	RF	VM	VL
RMS	20%	0,05 ± 0,05	0,10 ± 0,05	0,12 ± 0,07
	30%	0,06 ± 0,11	0,13 ± 0,10	0,16 ± 0,12
	40%	0,07 ± 0,13	0,17 ± 0,15	0,20 ± 0,13
	50%	0,11 ± 0,19	0,21 ± 0,29	0,20 ± 0,22
	20%	-0,11 <sup>a</sup> ± 0,11	-0,01 ± 0,05	-0,02 <sup>a</sup> ± 0,09
FM	30%	-0,19 ± 0,16	-0,03 ± 0,06	-0,04 ± 0,11
	40%	-0,24 ± 0,16	-0,09 ± 0,09	-0,09 ± 0,11
	50%	-0,27 ± 0,21	-0,09 ± 0,09	-0,13 ± 0,19

<sup>a</sup> diferença significativa em relação a carga de 40% da CVM.

## DISCUSSÃO

A quantificação do tempo de exaustão é amplamente utilizada como um parâmetro da resistência muscular (MAISETTI et al., 2002), o qual é atingido quando o músculo não é capaz de manter a força requerida estando desta forma diretamente relacionado com a fadiga muscular.

Os resultados deste estudo apresentam uma relação inversa do tempo de exaustão com a carga (EBENBICHLER et al., 1998), e tem sido sugerido que um dos fatores responsáveis é o recrutamento adicional de unidades motoras de maior diâmetro e maior velocidade de condução nas cargas maiores (MASUDA; DeLUCA, 1991), e com isso a fadiga é rapidamente instalada e o tempo de exaustão diminuído.

A análise dos valores de RMS demonstra o comportamento

característico da fadiga muscular para os músculos VM e VL em todas as cargas, verificado pelo aumento da amplitude do sinal eletromiográfico (RMS), o que ocorreu predominantemente a partir de 60% do tempo de exaustão nas cargas de 20%, 30% e 40% da CVM, o que corresponde, neste estudo, aos tempos médios de aproximadamente 280s, 148s e 92s, respectivamente. Na carga de 50% da CVM o aumento dos valores de RMS ocorreu aproximadamente no tempo de exaustão.

O músculo RF não apresentou predomínio de características de fadiga pelo comportamento do RMS, demonstrando que quando uma sobrecarga é aplicada no grupo muscular do quadríceps femoral com objetivo de força ou resistência, diferentes respostas decorrentes da fadiga são obtidas entre os músculos superficiais deste grupo (HOUSH et al., 1995; EBENBICHLER et al., 1998; PINCIVERO et al., 2000).

Em relação a FM, o músculo RF foi o que demonstrou comportamento característico da fadiga pela diminuição da frequência em função do tempo (EBENBICHLER et al., 1998), demonstrando novamente comportamento divergente entre os músculos componentes do quadríceps femoral.

As variáveis RMS e FM apresentaram resultados opostos no mesmo grupo muscular, indicando que as mudanças em cada variável em função da fadiga muscular depende de fatores diferentes, sendo relatado que o aumento do RMS ocorre pela sincronização e pelo recrutamento de novas unidades motoras (DeVRIES et al., 1982; MORITANI et al., 1993), enquanto a diminuição da FM tem sido relacionada com a diminuição da velocidade de condução do potencial de ação (HÄGG, 1992).

A análise dos valores de coeficientes de inclinação das retas obtidas pelo RMS demonstrou que não houve influência da carga no processo da fadiga muscular dos músculos estudados, no entanto, novamente houve comportamento inverso na FM, sendo esta influenciada pela carga, com maiores valores de inclinação na carga de 40%, indicando a possível influência do tipo de fibra muscular recrutada na resposta da frequência do sinal EMG (EBENBICHLER et al., 1998).

## CONCLUSÃO

Diante do comportamento das variáveis eletromiográficas RMS e FM no protocolo proposto, conclui-se que os músculos componentes do quadríceps femoral apresentam uma diferenciação quanto sua

GONÇALVES, Mauro; SILVA, Sarah Regina Dias da. Análise de variáveis eletromiográficas durante contração isométrica fadigante. *Salusvita*, Bauru, v. 26, n. 1, p. 39-51, 2007.

GONÇALVES,  
Mauro; SILVA,  
Sarah Regina Dias  
da. Análise de  
variáveis  
eletromiográficas  
durante contração  
isométrica  
fadigante.  
*Salusvita*, Bauru, v.  
26, n. 1, p. 39-51,  
2007.

capacidade de resistência, o que permite um melhor direcionamento das condutas de reabilitação e treinamento normalmente adotadas de forma semelhante para este grupo muscular.

## REFERÊNCIAS

1. BANDY, W. D.; HANTEN, W. P. Changes in torque and electromyographic activity of the quadriceps femoris muscles following isometric training. *Phys. Therapy*, v. 73, p. 455-467, 1993.
2. BIGLAND-RITCHIE, B.; DONOVAN, E. F.; ROUSSOS, C. S. Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. *J. Appl. Physiol. Respir. Environ. Exerc. Physiol.*, v. 51, p. 1300-1305, 1981.
3. BILODEAU, M.; CINCERA, M.; GERVAIS, S.; ARSENAULT, A. B.; GRAVEL, D.; LEPAGE, Y.; MCKINLEY, P. Changes in the electromyographic spectrum power distribution caused by a progressive increase in the force level. *Eur. J. Appl. Physiol.*, v. 71, p. 113-123, 1995.
4. CARDOZO, A. C.; GONÇALVES, M. Electromyographic fatigue threshold of erector spinae muscle induced by a muscular endurance test in health men. *Electromyogr Clin Neurophysiol.*, v. 43, p. 377-380, 2003.
5. DELAGI, E. F.; IAZZETTI, J.; PEROTTO, A.; MORRISON, D. *Anatomic guide for the electromyographer: the limbs*. Illinois: Charles C. Thomas, 1981.
6. DEVRIES, H. A.; MORITANI, T.; NAGATA, A.; MAGNUSSEN, K. The relation between critical power and neuromuscular fatigue as estimated from electromyographic data. *Ergonomics*, v. 25, p. 783-791, 1982.
7. DeVRIES, H. A. Method for evaluation of muscle fatigue and endurance from electromyographic fatigue curves. *Am. J. Phys. Med.*, v. 47, p. 125-135, 1968.
8. EBENBICHLER, G.; KOLLMITZER, J.; QUITTAN, M.; UHL, F.; KIRTLEY, C.; FIALKA, V. EMG fatigue patterns accompanying isometric fatigue knee-extensions are different in mono- and bi-articular muscles. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, v. 109, p. 256-262, 1998.
9. FALLENTIN, N.; JORGENSEN, K.; SIMONSEN, E. B. Motor unit recruitment during prolonged isometric contractions. *Eur. J. Appl. Physiol.*, v. 67, p. 335-341, 1993.
10. GIANNESINI, B.; COZZONE, P.J.; BENDAHAN, D. Non-inva-

- sive investigations of muscular fatigue: metabolic and electromyographic components. *Biochimie*, v. 85, p. 873–883, 2003.
11. GONÇALVES, M. Limiar de fadiga eletromiográfica., In DENADAI, B. S. (Org.): *Avaliação aeróbia: determinação indireta da resposta do lactato sanguíneo*. Motrix: Rio Claro, pp 130-154, 2000.
  12. HÄGG, G. M. Interpretation of EMG spectral alterations and alteration indexes at sustained contraction. *J. Appl. Physiol.*, v. 73, p. 1211-1217, 1992.
  13. HANNINEN, O.; AIRAKSINEN, O.; KARIPOHJA, M.; MANNINEN, K.; SIHVONEN, T.; PEKKARINEN, H. On-line determination of anaerobic threshold with rms-EMG. *Biomed. Biochim. Acta*, v. 48, n. 5/6, p. S493-S503, 1989.
  14. HOUSH, T. J.; DeVRIES, H. A.; JOHNSON, G. O.; HOUSH, D. J.; EVANS, S. A.; STOUT, J. R.; EVETOVICH, T. K.; BRADWAY, R. M. Electromyographic fatigue thresholds of the superficial muscles of the quadriceps femoris. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* v. 71, p 131-136, 1995.
  16. KUMAR, S.; NARAYAN, Y. Spectral parameters of trunk muscles during fatiguing isometric axial rotation in neutral posture. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, v. 8, p. 257-267, 1998.
  17. LOHMAN, T. G.; ROCHE, A. F.; MARTORELL, R. *Anthropometric standardization reference manual*. Illinois: Human Kinetics Books, 1988.
  18. MAISETTI, O.; GUÉVEL, A.; LEGROS, P.; HOGREL, J-Y. Prediction of endurance capacity of quadriceps muscles in humans using surface electromyogram spectrum analysis during submaximal voluntary isometric contractions. *Eur. J. Appl. Physiol.*, v. 87, p. 509-519, 2002.
  19. MANNION, A. F.; DOLAN, P. Relationship between myoelectric and mechanical manifestations of fatigue in the quadriceps femoris muscle group. *Eur. J. Appl. Physiol.*, v. 74, p. 411-419, 1996.
  20. MASUDA, T.; DE LUCA, C. J. Recruitment threshold and muscle fibre conduction velocity of single motor units. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, v. 1, p. 116-123, 1991.
  21. MIYASHITA, M.; KANEHISA, H.; NEMOTO, I. EMG related to anaerobic threshold. *J. Sports Med.*, v. 21, n. 3, p. 209-217, 1981.
  22. MORITANI, T.; TAKAISHI, T.; MATSUMOTO, T. Determination of maximal power output at neuromuscular fatigue threshold. *J. Appl. Physiol.*, v. 74, p. 1729-1734, 1993.
  23. PINCIVERO, D. M.; GREEN, R. C.; MARK, J. D.; CAMPY, R. M. Gender and muscle differences in EMG amplitude and medi-

GONÇALVES, Mauro; SILVA, Sarah Regina Dias da. *Análise de variáveis eletromiográficas durante contração isométrica fadigante*. *Salusvita*, Bauru, v. 26, n. 1, p. 39-51, 2007.

GONÇALVES,  
Mauro; SILVA,  
Sarah Regina Dias  
da. Análise de  
variáveis  
eletromiográficas  
durante contração  
isométrica  
fadigante.  
*Salusvita*, Bauru, v.  
26, n. 1, p. 39-51,  
2007.

- an frequency, and variability during maximal voluntary contractions of the quadriceps femoris. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, v. 10, p. 189-196, 2000.
24. RAVIER, P.; BUTTELLI, O.; JENNANE, R.; COURATIER, P. An EMG fractal indicator having different sensitivities to changes in force and muscle fatigue during voluntary static muscle contractions. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, v.15, p. 210–221, 2005.
  25. STULEN, F. B.; DE LUCA, C. J. Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction-velocity. *IEEE Trans. Biom. Eng.*, v. 28, n. 7, p. 515-523, 1981.
  26. SUTER, E.; HERZOG, W. Extent of muscle inhibition as a function of knee angle. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, v. 7, p. 123-130, 1997.

