

Interferência da velocidade de condução dos potenciais de ação das unidades motoras no sinal de EMG

Interference of motor units action potential conduction velocity on the EMG signal

Marco Antonio Cavalcanti Garcia¹
José Magalhães²
Luís Aureliano Imbiriba³
Líliam Fernandes de Oliveira⁴

Resumo

GARCIA, M.A.C., MAGALHÃES, J., IMBIRIBA, L.A., OLIVEIRA, L.F. Interferência da velocidade de condução dos potenciais de ação das unidades motoras no sinal de EMG. **R. bras. Ci.e Mov.** 2004; 12(4): 57-61.

A eletromiografia (EMG) tem sido uma técnica amplamente utilizada na investigação dos fenômenos envolvidos com a fadiga muscular, tanto na área clínica como na desportiva. Diferentes parâmetros temporais e espectrais, processados a partir do sinal de EMG, são sugeridos como métodos de detecção no controle de fadiga muscular. Entre estes parâmetros, a velocidade de condução de potenciais de ação de unidades motoras (VCPAUM) é considerada uma importante variável que interfere no conteúdo espectral do sinal de EMG. Entretanto, alguns trabalhos têm questionado o nível de interferência da VCPAUM no espectro do sinal sob condições de fadiga. Sendo assim, o objetivo deste trabalho foi estimar e comparar VCPAUM e a frequência mediana (FMD), um parâmetro espectral típico, sob diferentes níveis de contração muscular até a fadiga. Vinte voluntários realizaram testes de contração isométrica em 3 diferentes níveis de intensidade, enquanto os sinais de EMG eram colhidos do músculo bíceps braquial através de eletrodos de superfície. VCPAUM e a FMD apresentaram comportamento decrescente com a instalação da fadiga, principalmente nos finais de cada teste para as cargas de 50% e 70% da carga máxima (CM). Entretanto, este comportamento decrescente apresentou um baixo coeficiente de correlação entre as variáveis analisadas ($r=0.056$ e $r=0.487$, para 50% e 75%, respectivamente), sugerindo que a VCPAUM não seja a única a interferir nas componentes de frequência do sinal de EMG.

PALAVRAS-CHAVE: Eletromiografia, sinal de EMG, fadiga muscular.

Abstract

GARCIA, M.A.C., MAGALHÃES, J., IMBIRIBA, L.A., OLIVEIRA, L.F. Interference of motor units action potential conduction velocity on the EMG signal. **R. bras. Ci.e Mov.** 2004; 12(4): 57-61.

Electromyography (EMG) has been the most common method used on the investigation of muscle fatigue effects in both clinical and sports applications. Different temporal and spectral parameters extracted from the EMG signal have been suggested for the analysis of muscle fatigue effects. Among them, it has been suggested that motor units action potential conduction velocity (MUAPCV) is one very important that influences the EMG signal spectral content. However, few studies have supported a contrary idea about this level of interference of this parameter on the EMG signal under muscle fatigue conditions. Based on this idea, the aim of this study was to estimate and compare motor units action potential conduction velocity (MUAPCV) and the median frequency (FMD), a typical spectral parameter, under different levels of muscle contraction until fatigue. Twenty volunteers performed 3 different intensity levels of isometric contractions until fatigue while EMG signals were collected from the *biceps braquii* muscle through surface electrodes. MUAPCV and FMD presented a decreasing behavior with fatigue installation, mainly at the end of the tests for 50% and 75% of maximum load (CM). However, this decreasing behavior resulted in a low correlation coefficient between MUAPCV and FMD ($r=0.056$ and $r=0.487$, i.e., for 50% and 75%, respectively), suggesting that MUAPCV is not the only mechanism that interferes on the EMG spectral components.

KEYWORDS: Electromyography; EMG signal; muscle fatigue.

¹ Laboratório de Biomecânica da EEFD/UFRJ. Rua maranhão, 305 – casa 05 – Méier. Rio de Janeiro – RJ - CEP: 20720-230. E-mail: garcia@eefd.ufrj.br; marcoacg@unisys.com.br

² Laboratório de Biomecânica da EEFD/UFRJ. Rua Real Grandeza, 283 – casa 08 – Botafogo. Rio de Janeiro – RJ - CEP: 22281-035. E-mail : oliveira@eefd.ufrj.br

³ Laboratório de Biomecânica da EEFD/UFRJ. Rua Henrique Costa, 730 – bloco 6 – apto 403 – Jacarepaguá. Rio de Janeiro – RJ - CEP: 22770-231. E-mail : aurelio@eefd.ufrj.br

⁴ Laboratório Biomecânica EEFD/UFRJ. Avenida Canal de Marapendi, 1400 – bloco 2 – apto 1402 – Barra da Tijuca. Rio de Janeiro – RJ - CEP: 22631-050. E-mail : liliam@bridge.com.br

Recebido: 30/01/2004

Aceite: 05/07/2004

Introdução

A interpretação dos mecanismos envolvidos no controle da contração muscular sob condições de fadiga, ainda é ponto de grande discussão na literatura, principalmente pelo fato alguns estarem intimamente envolvidos a inúmeras atividades do cotidiano²⁰. Classicamente definida como a incapacidade na manutenção de um nível esperado de força^{4,14}, a fadiga envolve uma complexidade de mecanismos relacionados com a sustentação de uma contração, tais como o comprimento do músculo, alterações bioquímicas no interior da célula muscular, duração da contração, nível de sobrecarga, tipo de tarefa executada e motivação. Estas variáveis poderão conduzir a diferentes estratégias sobre o padrão de recrutamento e variação em frequência dos potenciais de ação das unidades motoras (PAUM)^{5,8,16}. A relação entre estas diferentes variáveis aponta para uma regulação da contração não somente definida a partir de alterações de ordem periférica, como algumas das citadas anteriormente, mas, também, coordenadas por uma complexa comunicação com o sistema nervoso central na regulação destes processos^{4,5,6,8,20}.

Na investigação dos efeitos da fadiga sobre o padrão de controle da contração muscular, a eletromiografia (EMG) tem sido a técnica eletrodiagnóstica mais utilizada e as informações usualmente destacadas são o comportamento temporal da amplitude, através de sua raiz média quadrática (valor RMS), e, no domínio da frequência, as frequências média (FME) e mediana (FMD), havendo maior destaque para a segunda, em função de suas características estatísticas¹¹.

Na literatura, há uma extensa lista de trabalhos que demonstra um comportamento temporal decrescente para ambos os parâmetros espectrais FMD e FME com a instalação da fadiga^{1,2,9,10,13,15,19}. Entretanto, os mecanismos relacionados com essa variação ainda não foram claramente elucidados e diferentes hipóteses são apontadas como as causadoras deste comportamento temporal, sendo a queda na velocidade de propagação dos potenciais de ação das unidades motoras (VCPAUM) uma das principais responsáveis^{2,9,12,15}. Por outro lado, a relação entre a VCPAUM e o comportamento das componentes de frequência do sinal de EMG para alguns autores não está claramente definida^{2,4}.

Neste sentido, o objetivo deste trabalho foi estimar a VCPAUM sob diferentes níveis de contração muscular, até a instalação da fadiga, e compará-la com a FMD, calculada a partir do espectro de potência do sinal de EMG.

Métodos

A amostra foi composta por 20 voluntários, sendo 9 do sexo masculino (idade média de $25,90 \pm 5,53$ anos) e 11 do sexo feminino (idade média de $25,0 \pm 7,48$ anos), alunos do curso de graduação em Educação Física da EEFD/UFRJ, destros, praticantes de atividade física regular e sem

histórico de lesões do sistema músculo-esquelético de membros superiores. Todos os voluntários receberam orientação sobre os procedimentos adotados e assinaram termo de consentimento de participação no estudo, submetido ao Comitê de Ética do HUCFF/UFRJ.

O sistema de aquisição foi composto de um computador (Pentium - 200 MHz), um conversor analógico-digital (DaqPad 1200 – NATIONAL INSTRUMENTS, EUA) de 12 bits e faixa dinâmica de $\pm 5V$. Para captação dos sinais, foi utilizado um sistema de cabos com amplificadores, desenvolvido no Laboratório de Biomecânica da EEFD/UFRJ, com banda de frequência limitada entre 10 e 500 Hz e ganho total de 1000, segundo normas da *European Recommendations for Surface Electromyography*¹¹. Os programas de aquisição e processamento dos sinais, assim como o desenvolvido para a realização dos testes de força, foram elaborados em LabView (NATIONAL INSTRUMENTS, EUA). Eletrodos de superfície de Ag-AgCl (Meditrace® 200 – KENDALL, Canadá) foram utilizados para a aquisição dos sinais de EMG. A frequência de amostragem adotada foi de 2 kHz.

Para a realização dos testes de fadiga foi desenvolvido um aparato mecânico para apoio do membro superior direito e utilizado um sistema de dinamometria, com capacidade para regulagem individual de altura e distância em relação à articulação do ombro direito, mantendo-o em abdução de 70° (figura 1). Durante a realização dos testes, cada voluntário permanecia sentado, com as articulações do joelho e quadril flexionadas em aproximadamente 90° ; e membro superior direito abduzido, segundo a figura 1.

O protocolo experimental constou de um teste de carga máxima (CM) por 5 segundos. A partir deste dado foram calculadas as cargas percentuais administradas durante os testes de fadiga: 25%, 50% e 75% da CM. Os testes foram realizados em 3 diferentes dias e com um intervalo mínimo de 48 horas. Cada teste consistiu de contrações isométricas mantidas até a exaustão, mediante *feedback* visual com o auxílio de um monitor de computador, colocado a 75 cm do sujeito, para cada uma das cargas administradas em ordem aleatória, através de um sorteio realizado antes de cada aquisição.

Figura 1 - Aparato mecânico para apoio do membro superior direito e disposição do sistema de cabo e dinamometria para captação de força.

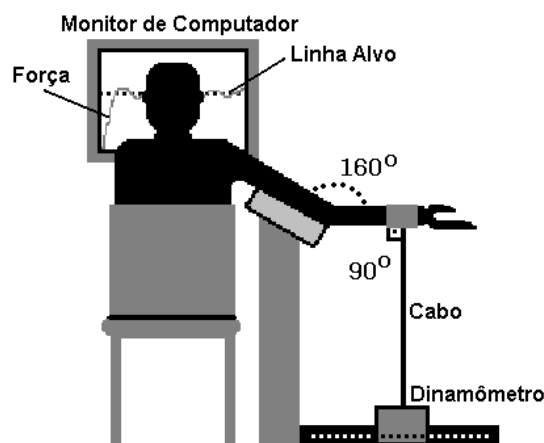
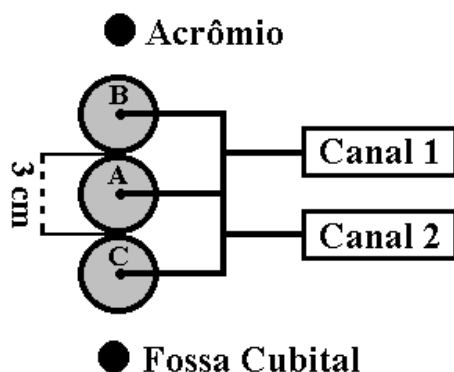


Figura 2 - Esquema da distância entre os eletrodos e dos canais 1 e 2 para aquisição dos sinais de EMG e posterior estimativa da velocidade de condução dos PAUMs gerados no músculo bíceps braquial direito.



A aquisição dos sinais de força e de atividade mioelétrica foi definida a partir do momento do início da contração e interrompida quando a força decrescia 30% da carga pré-determinada.

Antes da colocação dos eletrodos, a área foi raspada com uma lâmina descartável e limpa com sabão neutro. Os eletrodos foram colocados sobre a região ventral do músculo bíceps braquial direito, seguindo protocolo sugerido por Hermens et al.¹¹ (1999). Entretanto, para o cálculo da velocidade de condução dos PAUMs (VCPAUMs), o protocolo sofreu uma modificação para a colocação de um terceiro eletrodo. A distância entre o acrômio e a fossa cubital foi tomada e o primeiro eletrodo (figura 2 - A) colocado à 1/3 desta última. Os outros dois eletrodos (figura 2 - B e C) foram colocados sobre a projeção da linha entre os pontos anatômicos utilizados como referência. O eletrodo de referência foi colocado sobre o epicôndilo medial do úmero.

Para estimativa da VCPAUM, foi aplicado o método sugerido por Nishizono et al.¹⁷ (1979). O procedimento é baseado na utilização do teste de Correlação Cruzada entre dois sinais. Utilizando janelas de comprimento L e chamando o índice do elemento do vetor de correlação cruzada que possui o valor máximo de IC^{máx}, é possível calcular a velocidade de condução (VC) a partir da equação 1. Quanto a FMD, esta foi obtida a partir da Transformada Rápida de Fourier (FFT) (equação 2) mediante o cálculo dos espectros de potência do sinal, extraídos de janelas de 1 segundo sobre todo o trecho válido de sinal referente à manutenção da contração até a exaustão, ou seja, sobre a manutenção da força até, no máximo, 15% abaixo da carga.

$$VC = \left[\frac{D}{(IC_{máx} - L)} \right] \times TA \quad (1)$$

Onde,

D é a distância entre os eletrodos, igual a 3 cm;

TA é a taxa de amostragem, igual a 2000;

L é a janela de 2000.

$$\int_0^{FMD} S_m(f) df = \int_{FMD}^{\infty} S_m(f) df \quad (2)$$

onde,

S_m é o espectro de potência do sinal mioelétrico.

Ambos os parâmetros calculados foram gerados para todos os trechos válidos de sinal colhidos a partir dos testes de fadiga. Entretanto, para efeito de tratamento estatístico e apresentação dos resultados, cada sinal foi subdividido em 3 outros trechos de 5 segundos cada, representando o início (T1), o meio (T2) e o fim (T3), dada a diferença nos tempos médios alcançados pelos voluntários durante os testes de fadiga (*endurance*) (tabela 1). Para análise dos dados foi utilizado o pacote estatístico STATISTICA[®] 6.0 (StatSoft, USA).

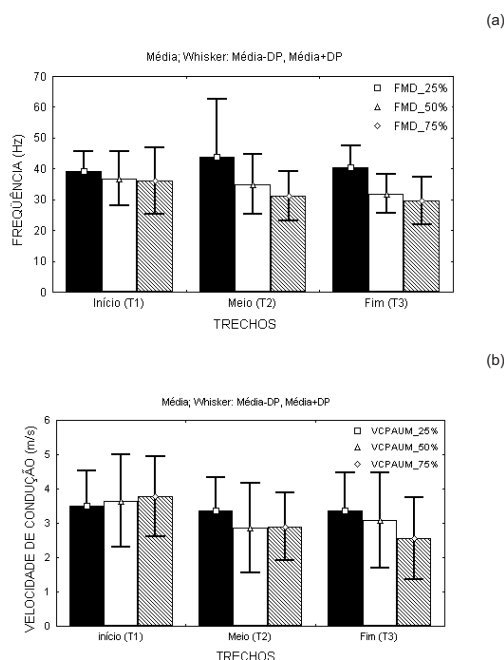
Resultados

Os tempos médios alcançados (*endurance*) pelos voluntários nos testes de fadiga nos diferentes níveis de contração são apresentados na tabela 1.

Tabela 1 - Resultados médios e desvios-padrão dos tempos de *endurance* alcançados pelos voluntários durante os testes de fadiga em cada uma das cargas aplicadas.

Cargas Percentuais	25% da CM	50% da CM	75% da CM
<i>Endurance</i> (média ± DP)	213 s (± 113 s)	91 s (± 55 s)	56 s (± 33 s)

Figura 3 - Comportamento temporal médio das variáveis FMD (a) e VCPAUM (b) nos três diferentes níveis de contração (25%, 50% e 75% da CM) e nos trechos T1, T2 e T3.



O comportamento temporal das variáveis analisadas, VCPAUM e FMD, para as cargas analisadas (25%, 50% e 75% da CM), é apresentado a seguir (figuras 3 a e b).

Para efetuar a comparação entre os trechos (T1, T2 e T3) e entre as cargas foi utilizada a ANOVA *two-way* para medidas repetidas, com nível de significância (α) igual a 0,05. Entre os trechos houve diferença significativa ($p < 0,0007$), assim como entre as cargas ($p < 0,0000$). Na interação entre os trechos e entre as cargas, a variável FMD apresentou queda abrupta para as cargas de 50 e 75% da CM, principalmente em T3 e diferindo, significativamente ($p < 0,0001$), de 25% da CM.

Quanto a variável VCPAUM, esta apresentou comportamento semelhante à FDM, ou seja, diferença significativa, entre os trechos ($p < 0,0000$) e entre as cargas ($p < 0,0177$). Na interação entre os trechos e entre as cargas também foi encontrada diferença significativa ($p < 0,0007$).

Todavia, ambas as variáveis, entre os trechos de 25% da CM, não apresentaram diferença significativa ($p > 0,05$).

Discussão

Quanto aos resultados encontrados dos tempos médios de *endurance*, não foi possível estabelecer uma relação clara com dados encontrados na literatura, mesmo porque, na sua grande maioria, todos são apresentados de forma normalizada. Mesmo assim, é possível observar que, através de seus desvios-padrão, houve um elevado grau de variabilidade nesta variável. Portanto, para efeito de análise das variáveis VCPAUM e FMD, a variável tempo também foi normalizada através da subdivisão dos sinais em trechos (T1, T2 e T3), como já discutido.

O comportamento de ambas as variáveis analisadas corrobora com a teoria discutida na literatura, onde, possíveis alterações de pH no interior da fibra muscular, decorrentes de uma maior restrição do fluxo sanguíneo, pelo nível da contração, podem reduzir o controle no acúmulo de metabólitos^{7,18}. Durante este processo, haveria um desequilíbrio na concentração de íons Na^+ e K^+ junto ao sarcolema e, obviamente, túbulos T, pela incapacidade dos canais iônicos de efetuarem este controle ativamente⁷. Estas alterações, por sua vez, provocariam mudanças no comportamento de propagação e na morfologia dos potenciais de ação que estariam refletidas no sinal de EMG em níveis mais elevados de contração, tais como 50 e 75% da CM. Consequentemente, mudanças no espectro de potência seriam mais facilmente detectadas nestes casos, onde há redução significativa no fluxo sanguíneo. Por sua vez, algo que não pode ser ignorado é que a quantidade de Ca^{2+} , disponível no sarcoplasma, estaria reduzida em função dos efeitos sobre a propagação dos PAUMs, o que também reduziria a taxa de pontes-cruzadas estabelecidas entre os filamentos de actina e miosina, caindo a eficiência mecânica^{18,20}. Masuda et al.¹³ (1996) discutem, por outro lado, que a razão na queda da VCPAUM não está diretamente relacionada ao grau de fadiga, pois os efeitos

de ordem mecânica ocorreriam com um certo atraso em comparação à atividade mioelétrica. Entretanto, um dado curioso e pouco discutido na literatura foi a maneira pela qual ambas as variáveis se comportaram durante as suas respectivas quedas que, apesar de abruptas para as cargas de 50 e 75% da CM em T3, VCPAUM diferiu daquela apresentada por FMD. Esta diferença foi melhor observada através do teste de correlação de *Spearman* ($\alpha = 0,05$), cujo os valores de r foram iguais a .056 e .487 entre VCPAUM e FMD em 50% e 75% da CM neste mesmo trecho, apontando para uma baixa interferência da primeira em relação às componentes de frequência.

Dentre os resultados também apresentados, a ausência de uma diferença significativa ($p > 0,05$) para VCPAUM e FMD, nos trechos analisados em 25% da CM, corrobora com alguns dos resultados descritos por Enoka e Stuart⁵ (1992). Estes autores destacam a incapacidade do sistema nervoso central de sustentar a eficiência da contração muscular, principalmente quando aspectos tais como a motivação passam a desempenhar um importante papel, como em tarefas de longa duração e cargas muito baixas.

A baixa correlação entre as variáveis estudadas, como foi observado, é discutida por Dimitrova e Dimitrov²⁰ (2003), os quais relatam uma baixa dependência na morfologia do espectro em relação às alterações no processo de propagação do potencial de ação durante a fadiga. Deste modo, outros diferentes fatores, inclusive quanto aos procedimentos adotados na aquisição do sinal, também poderiam interferir nas componentes de frequência do sinal. Entretanto, Uma tendência no aumento dos valores de correlação entre as variáveis investigadas com o aumento da carga também parece estar intimamente relacionado com as mudanças na permeabilidade da membrana, o que conduziria à uma interferência de VCPAUM no conteúdo espectral do sinal de EMG somente em condições submáximas de carga⁵. Sendo assim, VCPAUM e FMD funcionariam como parâmetros seguros de análise da fadiga somente sob condições de contração com cargas elevadas.

Situações onde há atividade muscular prolongada, principalmente associadas à contrações isométricas, podem levar a uma redução na capacidade de produção de força que é usualmente denominada “fadiga muscular”³. Sob tais condições, a eletromiografia de superfície tem servido como método indireto de avaliação dos mecanismos que envolvem este fenômeno, no qual diferentes parâmetros temporais e espectrais são extraídos do sinal de EMG e, assim, utilizados como índices nestes estudos²⁰. Todavia, a relação entre alguns destes parâmetros e os possíveis mecanismos envolvendo a fadiga muscular ainda são pouco claros, na medida em que é considerada um fenômeno multifatorial^{7,18}. Além disso, outro fator que não pode ser ignorado é como estes diferentes parâmetros podem ser mensurados. Ao detectarmos a atividade mioelétrica através de eletrodos de superfície, o sinal de EMG será representado pela soma temporal e espacial de potenciais de ação independentes¹³. Logo, mais precisamente ao

comportamento da VCPAUM, pode-se apenas estabelecer conclusões sobre uma VCPAUM estimada, pois unidades motoras recrutadas próximas à superfície de detecção contribuirão mais do que aquelas mais profundamente localizadas¹³. Mesmo assim, a VCPAUM é considerada uma variável de maior consistência, ao contrário da FMD, amplamente dependente da distância entre eletrodos, da espessura do tecido na interface entre o eletrodo e a parte ativa, além das características de filtragem do sistema de aquisição¹³. Neste sentido, Os resultados encontrados corroboram com aqueles encontrados por Broman et al.² (1985) e, mais recentemente, com Dimitrova e Dimitrov⁴ (2003), que também não encontraram uma relação clara entre parâmetros espectrais e VCPAUM em diferentes níveis de contração. Assim, os resultados apontam para um complexo mecanismo na regulação da contração muscular sob condições de fadiga e, portanto, não permitem assegurar que a velocidade dos PAUMs seja a única variável a interferir na morfologia do sinal e, conseqüentemente, no seu espectro de potência.

Referências Bibliográficas

1. Brody LR, Pollock MT, Roy SH, De Luca CJ, Celli B. pH-induced effects on median frequency and conduction velocity of myoelectric signal. **J. Appl. Physiol.** 1991; 71(5): 1878-1885.
2. Broman H, Bilotto G, De Luca CJ. Myoelectric signal conduction velocity and spectral parameters: influence of force and time. **J. Appl. Physiol.** 1985; 58(5): 1428-1437.
3. Christova P, Koshev A, Kristev I, Chichov V. Surface EMG recorded by branched electrodes during sustained muscle activity. **J. Electromyogr. Kinesiol.** 1999; 9: 263-276.
4. Dimitrova NA, Dimitrov GV. Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. **J. Electromyogr. Kinesiol.** 2003; 13: 13-36.
5. Enoka RM, Stuart DG. Neurobiology of muscle fatigue. **J. Appl. Physiol.** 1992; 72(5): 1631-1648.
6. Fitts RH. Cellular mechanisms of muscle fatigue. **Physiol. Rev.** 1994; 74(1): 49-74.
7. Fowles JR, Green HJ, Tupling R, O'brien S, Roy BD. Human neuromuscular fatigue is associated with altered $\text{Na}^+ - \text{K}^+$ -ATPase activity following isometric exercise. **J. Appl. Physiol.** 2002; 92: 1585-1593.
8. Gandevia SC. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. **Physiol. Rev.** 2001; 8(4): 1725-1789.
9. Hägg G. Interpretation of EMG spectral alterations and alteration indexes at sustained contraction. **J. Appl. Physiol.** 1992; 73(4): 1211-1217.
10. Hägg G. Electromyographic fatigue analysis based on number of zero crossings. **Eur. J. Appl. Physiol.** 1981; 391: 78-80.
11. Hermens H J, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G *et al.* **European Recommendations for Surface Electromyography – Results of the SENIAM project.** 8^a ed. Enschede: Roessingh Research and Development b.v., 1999.
12. Lindström L, Kadefors R, Petersén I. An electromyographic index for localized muscle fatigue. **J. Appl. Physiol.** 1977; 43: 750-754.
13. Masuda T, Sadoyama T, Shiraishi M. Dependence of average muscle fibre conduction velocity on voluntary contraction force. **J. Electromyogr. Kinesiol.** 1996; 6(4): 267-276.
14. McComas A. J. Fatigue. In: **Skeletal Muscle – Form and Function.** Champaign: Human Kinetics, 1996. p. 229-246.
15. Merletti R, Lo Conte L. Surface EMG signal processing during isometric contraction. **J. Electromyogr. Kinesiol.** 1997; 7: 241-250.
16. Murthy G, Hargens AR, Lehman S, Rempel DM. Ischemia causes muscle fatigue. **J. Orthop. Res.** 2001; 19: 436-440.
17. Nishizono H, Saito Y, Miyashita M. The estimation of conduction velocity in human skeletal muscle in situ with surface electrodes. **Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.** 1979; 46(6): 659-664.
18. Rouillon JD, Candau R. La fatigue périphérique: sites subcellulaires et mécanismes biologiques. **Sci. Sports.** 2000 ; 15 : 234-241.
19. Thiery C, Dumanche P, Dingin M, Boirie Y, Feldmann N, Poumarat G. Approche électromyographique de la fatigue musculaire. **Sci. Sports.** 2001 ; 16 : 165-167.
20. Vællestad N. Measurement of human muscle fatigue. **J. Neurosci. Methods.** 1997; 74: 219-227.