



Comportamento temporal da velocidade de condução de potenciais de ação de unidades motoras sob condições de fadiga muscular

Marco Antonio Cavalcanti Garcia¹, José Magalhães¹ e Luís Aureliano Imbiriba¹

RESUMO

A fadiga muscular, definida como a incapacidade na manutenção de um nível esperado de força, tem sido amplamente investigada nas áreas clínica e desportiva. Na investigação dos efeitos da fadiga sobre a regulação da contração, a eletromiografia de superfície (SEMG) tem sido uma importante ferramenta eletrodiagnóstica, pois diferentes parâmetros de análise podem ser extraídos a partir do sinal de EMG. Dentre estes parâmetros, a velocidade de condução dos potenciais de ação das unidades motoras (VCPAUMs) tem sido uma variável importante neste tipo de avaliação, apesar de comumente ser detectada através de técnicas invasivas, mediante eletrodos de arame ou agulha. Assim, o objetivo deste trabalho foi estimar a VCPAUM através da SEMG, avaliando o seu comportamento temporal, em contrações isométricas realizadas até a exaustão. Dezoito voluntários (nove homens e nove mulheres; idade de $25,6 \pm 6,8$ anos), alunos da EEFD/UFRJ, consentiram em participar do estudo. Os sinais de EMG foram colhidos a partir do músculo bíceps braquial direito em três diferentes níveis (25%, 50 e 75% da carga máxima (CM)), sendo, então, divididos em três trechos, correspondentes ao tempo total gasto na tarefa, assim denominados: início (T1), meio (T2) e fim (T3). A VCPAUM apresentou redução temporal durante a passagem pelos trechos ($p < 0,0001$), comparando todas as cargas. Entretanto, foi observada uma queda abrupta da VCPAUM em T3, principalmente em 50 e 75% da CM ($p < 0,05$), quando comparadas com a carga de 25% da CM. Os resultados apontam que a VCPAUM sofre modificações na medida em que há uma redução no pH intracelular, fundamental na permeabilidade da membrana celular e que pode ser decorrente de uma diminuição no aporte sanguíneo, pelo aumento no tempo e no nível de contração. Além disso, a adaptação no uso da SEMG para a estimativa da VCPAUM mostrou a viabilidade no uso do método como ferramenta diagnóstica.

RESUMEN

Comportamiento temporal de la velocidad de conducción de potencias de acción de las unidades motoras sobre condiciones de fatiga muscular

La fatiga muscular, definida como la capacidad del mantenimiento de un nivel esperado de fuerza, viene siendo ampliamente investigada en las áreas tanto clínica como deportiva. La investigación de los efectos de la fatiga sobre la regulación de la contracción, la electromiografía de superficie (SEMG) tiene una importancia como herramienta electrodiagnóstica por que los diferentes parámetros de análisis pueden ser extraídos de la señal de la EMG. Dentro de estos parámetros la velocidad de conducción de las potencias de acción de las unidades motoras (VCPAUMs) ha sido una variable

Palavras-chave: Eletromiografia. Fadiga muscular. Potencial de ação da fibra muscular.

Palabras-clave: Eletromiografía. Fatiga muscular. Potencial de acción de la fibra muscular.

importante en este tipo de evaluación, a pesar de que comunmente es detectada a través de técnicas invasivas, mediante electrodos de borne o aguja. Así mismo, el objetivo de este trabajo fue estimar la VCPAUM a través de la SEMG, evaluando su comportamiento temporal, en contracciones isométricas realizadas hasta la extenuación. Dieciocho voluntarios (nueve hombres y nueve mujeres; de edades entre $25,6 \pm 6,8$ años), alumnos de la EEFD/UFRJ, aceptaron de participar en el estudio. Las señales de EMG se tomaron a partir del músculo bíceps braquial derecho en tres diferentes niveles (25%, 50 e 75% de la carga máxima (CM)), siendo, entonces, divididos en 3 trechos, correspondientes al tiempo total de gasto de la tarea, denominados: inicio (T1), medio (T2) y fin (T3). La VCPAUM presentó reducción temporal durante el pasaje por los trechos ($p < 0,0001$), comparando todas las cargas. Entre tanto, se observó una queda abrupta de la VCPAUM en T3, principalmente en 50 e 75% de la CM ($p < 0,05$), cuando comparadas las cargas de 25% de la CM. Los resultados apuntan que la VCPAUM sufre modificaciones en la medida en que halla una reducción en el pH intracelular, fundamental en la permeabilidad de la membrana celular y que puede ser consecuencia de una disminución en el aporte sanguíneo, por el aumento en el tiempo y en el nivel de contracción. Además de eso, la adaptación del uso de la SEMG para la estimativa de la VCPAUM mostró una viabilidad en el uso del método como herramienta diagnóstica.

INTRODUÇÃO

A fadiga muscular, definida como a incapacidade na manutenção de um nível esperado de força⁽¹⁻³⁾, tem sido amplamente investigada nas áreas clínica e desportiva. Compreender os mecanismos que envolvem a regulação da contração muscular sob condições de fadiga é de fundamental importância, na medida em que é desencadeada por uma série de fatores, tais como o tipo de músculo envolvido, duração da contração, nível de sobrecarga e tipo de tarefa executada^(3,4).

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 dentre as informações extraídas a partir do sinal mioelétrico há 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 estatísticas⁽⁵⁾. Além destas variáveis, a velocidade de propagação dos potenciais de ação das fibras musculares (VCPAFM) também tem permitido a realização de inúmeras observações acerca das mudanças na permeabilidade do sarcolema em função do acúmulo de metabólitos e, conseqüentemente, nas suas propriedades em relação à propagação dos PAFM^(2,6).

1. Laboratório de Biomecânica da EEFD/UFRJ.

Recebido em 3/9/03. 2ª versão recebida em 1/5/04. Aceito em 6/5/04.

Endereço para correspondência: Rua Maranhão, 305, casa 5 – 20720-230 – Rio de Janeiro, RJ. E-mail: garcia@eefd.ufrj.br; marcoacg@unisyis.com.br

Na investigação do comportamento da VCPAFM, eletrodos de agulha são introduzidos no músculo, um método invasivo que traz maior precisão na monitoração das alterações decorrentes da fadiga⁽⁷⁻¹⁰⁾. Entretanto, apesar do método invasivo trazer maior qualidade metodológica no procedimento e maior segurança nas informações colhidas, eletrodos de agulha ou arame também trazem maior desconforto ao paciente e/ou atleta na etapa de colocação, além de um encarecimento e de uma maior complexidade do exame. Com o objetivo de contornar tais problemas, diferentes propostas são apresentadas na literatura para a estimativa da velocidade de condução de potenciais de ação de unidades motoras (VCPAUM) através da eletromiografia de superfície (SEMG), em que são utilizados eletrodos de superfície adaptados para tal finalidade^(6,11,12). Sugere-se, no entanto, que estes eletrodos, definidos a partir de um grande número de pequenas barras compostas de prata, e cujas dimensões podem alcançar até 1mm de espessura e 5mm de comprimento, estejam configurados em série e embutidos em placas especialmente construídas para esta tarefa⁽⁵⁾.

A principal justificativa quanto ao uso deste tipo especial de eletrodo é definida por uma menor captação de ruído, além de uma melhor resolução espacial do sinal de EMG^(5,11). Logo, há a necessidade de utilizar eletrodos construídos e adaptados para este tipo de medida, normalmente comercializados, o que, ainda assim, encarece e dificulta o acesso ao uso desta técnica.

Apesar do caráter não-invasivo, a SEMG demanda, na estimativa da VCPAFM, um maior processamento computacional, dado que os eletrodos estarão captando a soma algébrica dos potenciais de ação das fibras musculares, representando, assim, o sinal bruto de EMG⁽¹³⁾. Mesmo assim, tem-se demonstrado, através da utilização de eletrodos configurados para este propósito, como discutido anteriormente, a efetividade na estimativa da VCPAUM através da SEMG em diferentes condições de aplicação, excetuando-se aquelas que demandam contrações dinâmicas⁽¹¹⁾.

Neste sentido, o objetivo deste trabalho foi estimar a velocidade de condução dos potenciais de ação das unidades motoras (VCPAUMs), determinando o seu comportamento temporal sob diferentes níveis de contração muscular e até a instalação da fadiga, mediante a adaptação desta técnica, ou seja, através de eletrodos de superfície adesivos simples.

MATERIAIS E MÉTODOS

A amostra foi composta por 18 voluntários, alunos do curso de graduação da EEFD/UFRJ, sendo nove do sexo masculino e nove do sexo feminino (idade de $25,6 \pm 6,8$ anos), 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 (projeto cadastrado sob nº 125/03), submetido e aprovado pelo Comitê de Ética do HUCFF/UFRJ.

O sistema de aquisição foi composto de um computador (Pentium – 200MHz), 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 500Hz e ganho total de 1.000, segundo normas da *European Recommendations for Surface Electromyography*⁽⁵⁾. 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 2kHz.

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 regulação individual de altura e distância em relação à articulação do ombro direito (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 posicionado segundo a figura 1.

O protocolo experimental constou de um teste de carga máxima (CM) com duração de 5s, que precedeu a etapa de coleta de sinais. A partir da carga máxima alcançada foram calculadas as cargas percentuais administradas durante os testes de fadiga. Foram elas: 25%, 50% e 75% da CM. Os testes foram realizados em três 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 (figura 1), para cada uma das cargas administradas em ordem aleatória. O monitor de computador permanecia a uma distância de aproximadamente 75cm do voluntário, sendo apenas regulado verticalmente.

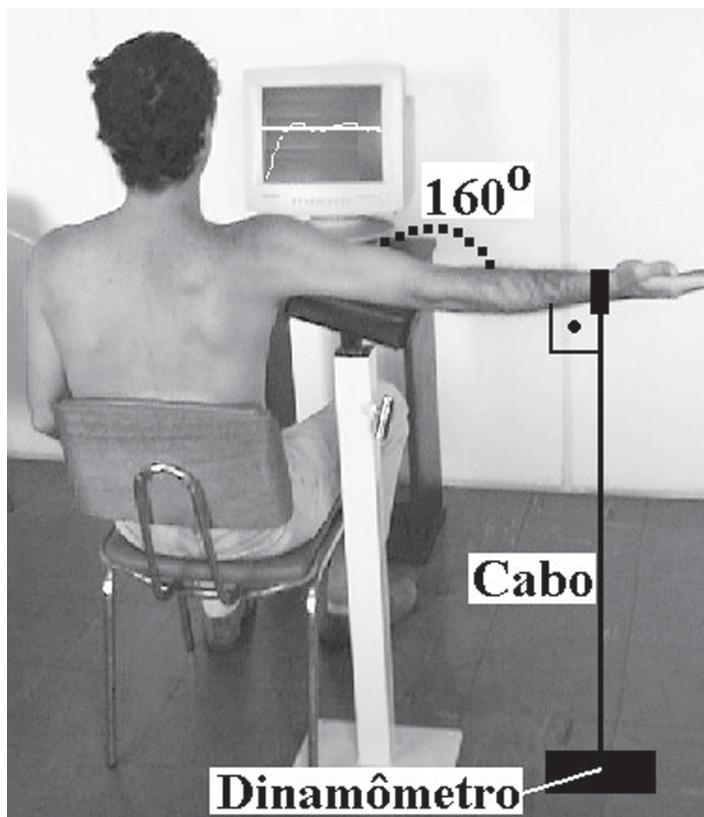


Fig. 1 – Posição adotada pelos sujeitos durante a etapa de coleta do sinal de EMG. No monitor de computador são fornecidas a marca da carga alvo e o traçado do nível de força atingido pelo voluntário.

A aquisição dos sinais de força e EMG foi definida a partir do momento do início da contração e interrompida quando a força não era mais capaz de ser mantida em aproximadamente 30% da carga predeterminada.

Antes da colocação dos eletrodos, foi realizada tricotomia com lâmina e limpeza com sabão neutro. Os eletrodos foram colocados sobre a região ventral do músculo bíceps braquial direito, seguindo protocolo sugerido por Hermens *et al.*⁽⁶⁾. Entretanto, para o cálculo da VCPAUM, 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 colocado a 1/3 desta última. Os outros dois eletrodos foram colocados sobre a projeção da linha entre os pontos anatômicos utilizados como referência (figura 2). O eletrodo de referência foi colocado sobre o epicôndilo medial do úmero.

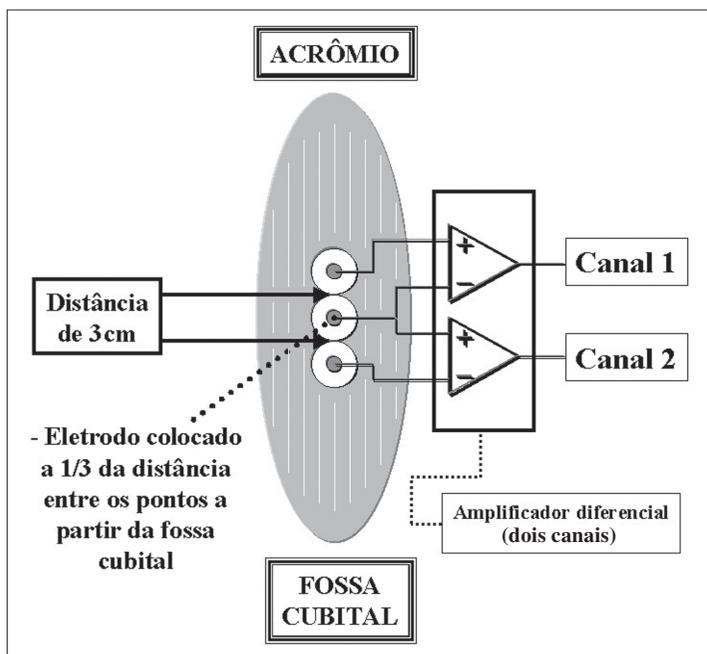


Fig. 2 – Esquema simplificado da disposição dos eletrodos de superfície sobre o ventre muscular do músculo bíceps braquial direito

Para a estimação da VCPAUM através de eletrodos de superfície foi utilizado o método sugerido por Nishizono *et al.*⁽¹¹⁾. Ao ser realizado o teste de correlação cruzada entre os dois sinais captados (canais 1 e 2) a partir de janelas de comprimento L , arbitrariamente definidas como iguais a 2000 amostras e equivalentes a um segundo de sinal, e identificando o índice do elemento do vetor de correlação cruzada que possui o valor máximo de $IC_{m\acute{a}x}$, é possível calcular a VCPAUM através da equação 1.

$$VCPAUM = \frac{D}{(IC_{m\acute{a}x} - L)} \times TA \quad (1)$$

Onde,

D é a distância entre os eletrodos, igual a 3cm;
 TA é a taxa de amostragem, igual a 2.000 amostras/s;
 L é a janela de 2.000 amostras.

Para um melhor entendimento do procedimento adotado, a estimativa da VCPAUM é apresentada na figura 3 através de sinais simulados e de uma janela L de tamanho igual a 500 amostras.

Como discutido anteriormente, a VCPAUM foi calculada a partir de cada segundo de sinal, resultando em uma série temporal de dados cujos tamanhos apresentaram diferenças entre os sujeitos. Estas diferenças ocorreram em função dos tempos gastos na manutenção da contração em cada uma das situações testadas até a exaustão. Portanto, para efeito de tratamento estatístico e apresentação dos resultados optou-se, arbitrariamente, por subdividir cada série temporal válida em três diferentes trechos equidistantes e com duração de cinco segundos cada. Definiu-se como série temporal válida todo o trecho de sinal referente à manutenção da contração, ou seja, sobre a manutenção da força até, no máximo, 15% abaixo da carga alvo (figura 4). Deste modo, cada teste resultou em três trechos que se aproximariam de uma representação do comportamento inicial (T1), intermediário (T2) e final (T3) de todo o experimento (figura 4). Para a seleção dos trechos foi adotado o seguinte método: T1 foi definido como os cinco segundos iniciais; T2 definido como os dois segundos anteriores e posteriores à mediana, também incluída, do trecho válido da série temporal; e T3 definido como os cinco segundos finais. Posteriormente, a média de cada trecho foi calculada, havendo apenas, para cada um dos sujeitos, três valores de referência da VCPAUM para cada uma das cargas analisadas. Na análise dos dados, foram efetuadas

comparações entre os trechos (início (T1), meio (T2) e fim (T3)) e entre as cargas (25%, 50% e 75% da CM) através da aplicação da ANOVA *two-way*, para medidas repetidas, e teste *post hoc* de Tukey, com nível de significância (α) igual a 0,05. A análise dos dados foi realizada através do pacote estatístico STATISTICA® 6.0 (StatSoft, USA).

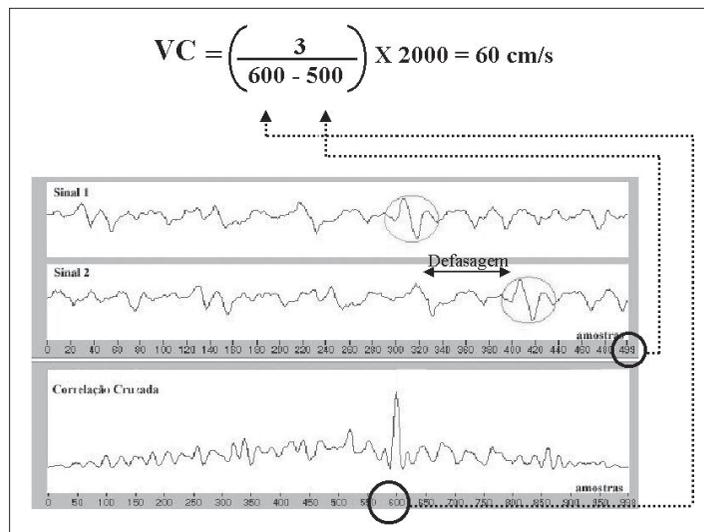


Fig. 3 – A defasagem apresentada pelos sinais 1 e 2, colhidos pelos dois pares de eletrodos, e de tamanhos iguais a 500 amostras (L), é de aproximadamente 100 amostras. Como a soma das duas janelas totaliza 1.000 amostras e a defasagem é igual a 100, o valor de correlação mais alto se aproxima da amostra de número 600, sendo possível, então, estimar a VCPAUM através da equação 1. A distância entre os eletrodos adotada para o cálculo foi de 3cm e a freqüência de amostragem de 2.000Hz.

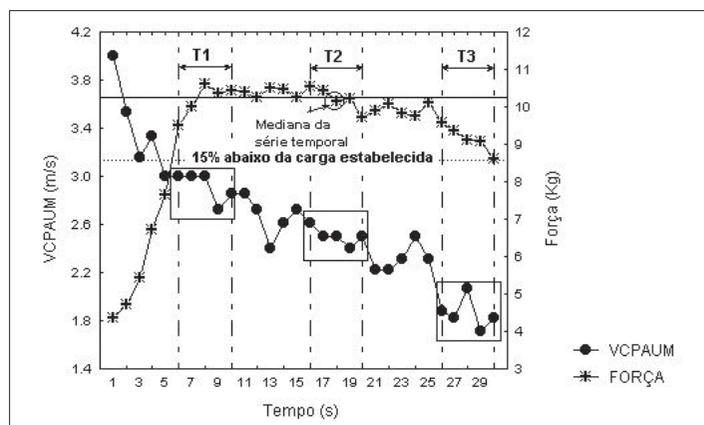


Fig. 4 – Exemplo do comportamento temporal das variáveis VCPAUM (m/s) e força (kg) de um dos sujeitos da amostra, nos trechos selecionados (T1, T2 e T3) a partir da mediana, durante a manutenção de uma contração em 75% da CM. Os trechos destacados da VCPAUM representam aqueles extraídos para análise estatística. Observa-se que os trechos foram extraídos do sinal colhido a partir da força mantida até, no máximo, 15% abaixo da CM (linha tracejada).

RESULTADOS

A tabela 1 apresenta os tempos médios gastos em cada uma das cargas aplicadas nos testes de fadiga, refletindo a intensidade do esforço.

Ao compararmos os trechos T1, T2 e T3 entre os diferentes níveis percentuais da CVM, não foi observada diferença significativa para o fator "carga" ($F_{(2,51)} = 0,804$; $p = 0,45$), mas houve diferença entre os trechos ($F_{(2,102)} = 34,36$; $p < 0,0001$) e uma interação significativa entre estes dois fatores ($F_{(4,102)} = 2,63$; $p = 0,03$). A

análise *post hoc* de Tukey mostrou que, quando comparado o trecho T3 entre as cargas, houve diferenças significativas entre 25% e 50% ($p = 0,04$) e 25% e 75% ($p = 0,01$) da CM, resultando em queda acentuada da VCPAUM nas fases finais nestas cargas. Este tipo de comportamento é corroborado por alguns resultados encontrados na literatura^(9,12,15). Alguns destes trabalhos apóiam a idéia de que a taxa na queda da VCPAUM é fundamentalmente determinada pelo nível da carga (NC) aplicada e pelo tempo de manutenção da contração (TMC) (tabela 1), variáveis importantes nas condições de controle da permeabilidade da membrana da fibra muscular e que interferirão na propagação dos potenciais de ação^(3,16), como discutido a seguir. Por outro lado, quando foram comparadas as cargas de 50% e 75% da CM, neste mesmo trecho (T3), não foi observada diferença significativa ($p > 0,05$) (figura 5).

TABELA 1
Resultados médios e desvios padrões dos tempos gastos na manutenção das contrações em cada uma das cargas aplicadas

| Cargas percentuais | 25% da CM | 50% da CM | 75% da CM |
|--------------------|---------------|-------------|-------------|
| TMC (média ± DP) | 213s (± 113s) | 91s (± 55s) | 56s (± 33s) |

CM = carga máxima; TMC = tempo de manutenção da contração.

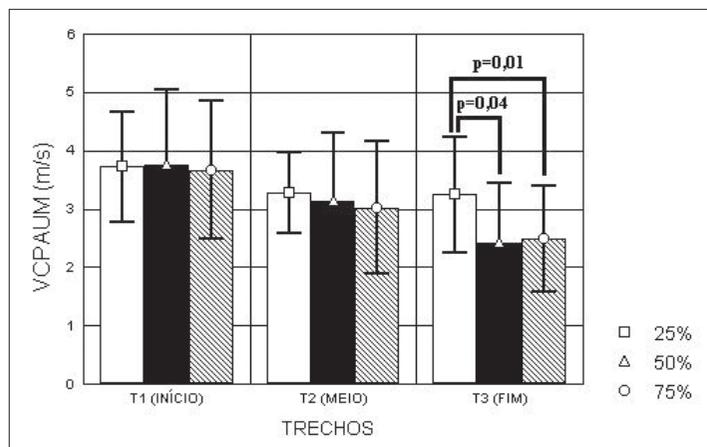


Fig. 5 – Comportamento médio da VCPAUM (m/s) entre os trechos (T1, T2 e T3) e entre as cargas (25%, 50% e 75% da CM) administradas durante os testes

DISCUSSÃO

O método proposto, baseado no uso de eletrodos de superfície adesivos simples para a estimativa da VCPAUM, permitiu distinguir, de modo satisfatório, o comportamento temporal desta variável sob diferentes níveis de contração muscular até a exaustão. Respeitando normas quanto à colocação de eletrodos, o método sugerido apresentou vantagens e uma simplicidade que permite a sua reprodução sem grandes custos, além da aplicação de um método para cálculo da VCPAUM bem descrito pela literatura e factível do ponto de vista computacional. No entanto, por não se tratar de um método invasivo e que recorre à adaptação de um método conhecido, o experimentador deverá assumir um rigor quanto ao protocolo de colocação dos eletrodos, respeitando, principalmente, a distância entre eles.

O comportamento temporal decrescente entre os trechos T1, T2 e T3 pode ser atribuído às mudanças decorrentes de uma mudança no pH intracelular pelo acúmulo de íons H^+ , o que interferiria no funcionamento das bombas Na^+K^+ e, conseqüentemente, na permeabilidade da membrana da célula muscular. Este processo provocaria, por sua vez, um desequilíbrio na concentração destes mesmos íons, o que reduziria a VCPAUM^(3,16). A literatura também destaca que a variável TMC contribuiria para a instalação da fadiga, principalmente, após a metade do tempo total gasto na tarefa⁽¹⁵⁾, o

que poderia justificar o comportamento da VCPAUM nos trechos T1 e T2, isoladamente, onde não foram observadas diferenças estatísticas significativas entre as cargas (figura 5). Neste caso, supõe-se que a variável TMC, entre os trechos T1 e T2, tenha sido suficiente para modificar, apenas parcialmente e, portanto, não significativamente, as propriedades de permeabilidade da membrana da fibra muscular.

Quanto ao comportamento da VCPAUM em 50 e 75% da CM, os resultados apontam para uma acentuação no quadro decorrente das alterações de pH, discutidas anteriormente, em função do aumento de NC, restringindo ainda mais o fluxo sanguíneo e, portanto, o controle no acúmulo de metabólitos^(17,18). A literatura também reforça a hipótese de que estas alterações, em cascata, provocariam mudanças no processo de acoplamento entre os miofilamentos, pela incapacidade do retículo sarcoplasmático de liberar íons Ca^{2+} no interior da fibra muscular, comprometendo, também, a mecânica contrátil e levando a uma queda na capacidade de produção de força^(17,19).

Outra hipótese estabelece que com um aumento em NC e TMC, menor será a capacidade de perfusão sanguínea que até, aproximadamente, 30% da CM, é ainda suficiente para impedir o surgimento rápido de um quadro isquêmico no tecido. Sendo assim, ainda seria possível estabelecer um equilíbrio, mesmo que não prolongado, no nível do pH intracelular^(15,20). Esta teoria vai ao encontro do observado em 25% da CM, em que não foi constatada diferença significativa entre os trechos, não apresentando queda temporal significativa na VCPAUM. Por outro lado, Farina *et al.*⁽¹¹⁾, ao estimar a VCPAUM do músculo tibial anterior, encontraram declínio temporal desta variável com a manutenção de contrações isométricas em cargas de 25% da CM. Sugere-se, então, que a diferença esteja no fato de que, apesar da utilização de estímulo verbal, parte dos voluntários não tenha atingido TMCs superiores aos alcançados por alguns dos sujeitos (acima de três minutos e meio), resultado também refletido no alto desvio padrão, igual a 113 segundos. Acredita-se que a alta variabilidade no TMC em 25% da CM possa ter ocorrido em função da posição sugerida para a execução dos testes que, para alguns dos voluntários, foi definida como desconfortável e que, portanto, interromperam o teste não por terem atingido um quadro de exaustão, mas sim por desconforto à posição adotada (figura 1).

Outra variável considerada importante, mas não avaliada, é a motivação. Importante na realização de diferentes tarefas, principalmente em testes de longa duração, não foi descartada a hipótese de que tenha interferido nos resultados encontrados em 25% da CM. Estudos envolvendo aspectos motivacionais têm sido realizados no intuito de melhor se compreender os mecanismos pelos quais agem sobre tarefas de *endurance*, semelhantes aos discutidos neste trabalho^(2,3).

CONCLUSÃO

Alguns trabalhos têm relatado a importância da VCPAUM como indicador de fadiga muscular quando estão envolvidos mecanismos de ordem periférica⁽¹¹⁾ e que é possível mensurá-la através de eletrodos de superfície especialmente desenvolvidos para esta tarefa. Neste trabalho foi apresentada uma adaptação no uso de eletrodos de superfície adesivos simples para a estimativa da VCPAUM. Estes demonstraram ser de fácil manuseio, baixo custo e os resultados alcançados no cálculo da VCPAUM foram consistentes com aqueles encontrados na literatura^(2,14,21,22). Pode-se afirmar que esta metodologia é prática e simples na estimação desta variável, importante no diagnóstico e no acompanhamento de processos, patológicos ou não, que conduzam o músculo a condições de fadiga.

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

REFERÊNCIAS

1. Dimitrova NA, Dimitrov GV. Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. *J Electromyogr Kinesiol* 2003;13:13-36.
2. McComas AJ. Fatigue. In: *Skeletal Muscle – Form and function*. Human Kinetics, 1996.
3. Enoka RM, Stuart DG. Neurobiology of muscle fatigue. *J Appl Physiol* 1992;72:1631-48.
4. Latash ML. Fatigue. In: *Neurophysiological basis of movement*. Human Kinetics, 1998.
5. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. *European Recommendations for Surface Electromyography – SENIAM*, n. 8, 1999.
6. Broman H, Bilotto G, De Luca CJ. Myoelectric signal conduction velocity and spectral parameters: influence of force and time. *J Appl Physiol* 1985;58:1428-37.
7. Zennaro D, Läubli T, Krebs D, Klipstein A, Krueger H. Continuous, intermitted and sporadic motor unit activity in the trapezius muscle during prolonged computer work. *J Electromyogr Kinesiol* 2003;13:113-24.
8. Zijdwind I, Zwarts MJ, Kernell D. Fatigue-associated changes in the electromyogram of the human first dorsal interosseous muscle. *Muscle Nerve* 1999;22:1432-6.
9. Gantchev N, Kossev A, Gydikov A, Gerasimenko Y. Relation between the motor units recruitment threshold and their potentials propagation velocity at isometric activity. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1992;32:221-8.
10. Tokunaga T. Muscle fiber conduction velocity and frequency parameters of surface EMG during fatigue of the human masseter muscle. 1. Muscle fiber conduction velocity. *Nippon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi* 1989;33:696-709.
11. Farina D, Arendt-Nielsen L, Merletti R, Graven-Nielsen T. Assessment of single motor unit conduction velocity during sustained contractions of the tibialis anterior muscle with advanced spike triggered averaging. *J Neurosci Methods* 2002;115:1-12.
12. Lowery M, Nolan P, O'Malley MJ. Electromyogram median frequency, spectral compression and muscle fibre conduction velocity during sustained sub-maximal contraction of brachioradialis muscle. *J Electromyogr Kinesiol* 2002;12:111-8.
13. Masuda T, Sadoyama T, Shiraishi M. Dependence of average muscle fibre conduction velocity on voluntary contraction force. *J Electromyogr Kinesiol* 1996;6:267-76.
14. Nishizono H, Saito Y, Miyashita M. The estimation of conduction velocity in human skeletal muscle in situ with surface electrodes. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 1979;46:659-64.
15. Christova P, Kossev A, Kristev I, Chichov V. Surface EMG recorded by branched electrodes during sustained muscle activity. *J Electromyogr Kinesiol* 1999;9:263-76.
16. Fitts RH. Cellular mechanisms of muscle fatigue. *Physiol Rev* 1994;74:49-74.
17. Vøllestad NK. Measurement of human fatigue. *J Neurosci Methods* 1997;74:219-27.
18. Brody LR, Pollock MT, Roy SH, De Luca CJ, Celli B. pH-induced effects on median frequency and conduction velocity of the myoelectric signal. *J Appl Physiol* 1991;71:1878-85.
19. Murthy G, Hargens AR, Lehman S, Rempel DM. Ischemia causes muscle fatigue. *J Orthop Res* 2001;19:436-40.
20. Seals DR, Enoka RM. Sympathetic activation is associated with increases in EMG during fatiguing exercise. *J Appl Physiol* 1989;66:88-95.
21. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. 2nd ed. Ed: John Wiley & Sons, Inc., 1990.
22. Gydikov A, Dimitrova N, Kosarov D, Dimitrov G. Influence of frequency and duration of firing on the shape of potentials from different types of motor units in human muscles. *Exp Neurol* 1976;52:345-55.