

EFEITOS DA FADIGA MUSCULAR NO ELETROENCEFALOGRAMA DURANTE CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA

I. R. T. Jesus*, R. G. T. Mello*^{***} e J. Nadal*

*Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

**Departamento de Educação Física e Esportes, Escola Naval, Rio de Janeiro, Brasil
e-mail: ramathur@peb.ufrj.br

Resumo: O objetivo do presente estudo foi analisar as alterações eletroencefalográficas decorrentes da fadiga muscular (FM), durante a execução de contrações isométricas em diferentes intensidades. Participaram do estudo oito voluntários adultos saudáveis, do sexo masculino (idade $29,2 \pm 3,4$ anos, massa $82,2 \pm 10,4$ kg e estatura $180,1 \pm 4,2$ cm). O EEG da derivação F3 foi coletado durante a execução de dois testes em contração isométrica com intensidades de 20% e 50% do valor do torque isométrico máximo (TIM), até a exaustão. Os sujeitos foram posicionados com 90° de flexão do ombro e 60° de flexão do cotovelo. Para que os voluntários mantivessem o torque desejado, foi utilizada retroalimentação visual por meio de um monitor posicionado à frente dos mesmos. Inicialmente, foram identificados os trechos dos sinais nos quais os sujeitos conseguiram manter o torque desejado. Em seguida, esses trechos foram divididos em janelas de 1 s e os valores de magnitude na banda gama (30–100 Hz) foram calculados. No teste a 20% do TIM todos os sujeitos apresentaram um aumento significativo da magnitude, enquanto que no teste a 50% do TIM em apenas dois sujeitos o aumento foi significativo. Este aumento na atividade cortical, durante o teste a 20% do TIM, pode ter ocorrido devido ao mecanismo central de recrutamento de unidades motoras visando compensar a FM. Entretanto, este mecanismo não ocorreu no teste a 50% do TIM, possivelmente porque a maioria das unidades foi recrutada desde o início do teste, devido à maior intensidade. Logo, o método de análise proposto permitiu verificar a presença de fatores centrais distintos no processo de FM.

Palavras-chave: Fadiga muscular, EEG, contração isométrica.

Abstract: *The aim of the study was analyze electroencephalographic changes due to muscle fatigue (MF), during isometric contractions at different intensities. Eight healthy male adult volunteers participated in this study (age 29.2 ± 3.4 years, mass 82.2 ± 10.4 kg and height 180.1 ± 4.2 cm). The F3 lead EEG was collected during isometric contractions at 20% and 50% of the maximum isometric torque (MIT), until exhaustion. The subjects were positioned in 90° shoulder flexion and 60° elbow flexion. For maintaining the required torque, a visual feedback was used by a display positioned in front of the subject. Initially, it was identified the epochs that the subjects maintained the*

required torque. These epochs were divided in 1 s windows, and energy values of the gamma band (30-100 Hz) were thus calculated. In the 20% MIT test, all subjects showed significantly increased energy, whilst in the 50% MIT test only two subjects presented significant increases. The increase in gamma band activity during the 20% MIT test may be due to a mechanism of recruitment of motor units used to compensate the MF. However, such mechanism did not occur in the test 50% of MIT, possibly because most units are recruited since the start of the test, due to the greater intensity. Thus, the proposed method of analysis allowed detect the presence of different central factors in the MF process.

Keywords: *Muscle fatigue, EEG, isometric contractions.*

Introdução

A fadiga muscular (FM) pode ser definida como a redução progressiva da capacidade do músculo de produzir força [1-3]. Diversos fatores estão envolvidos no processo de FM e estes podem ser divididos em centrais e periféricos. Os fatores centrais estão relacionados à ocorrência de fenômenos envolvendo comandos encefálicos e medulares [4-5]. Quando a FM tem origem no neurônio motor alfa ou em regiões mais distais, esta pode ser considerada de origem periférica [4-6]. Entretanto, é provável que esta separação não ocorra e que o processo de FM possua simultaneamente componentes centrais e periféricos, podendo ocorrer uma predominância dos fatores de uma determinada origem [7].

Para analisar a participação de fatores centrais no processo de FM, a atividade do córtex pode ser mensurada através da eletroencefalografia [8]. Bandas de frequência características do eletroencefalograma (EEG), como alfa, beta e gama, são frequentemente utilizadas durante a análise [8-9]. Assim, é possível ter uma estimativa da resposta cortical durante a FM, principalmente quando analisada a banda gama, a qual tem grande relação com o processamento da atividade motora [10].

A relação entre alterações corticais e a ocorrência da FM tem sido descrita [11-12]. Entretanto, alguns fatores ainda não são bem definidos, principalmente com relação a quais alterações poderiam caracterizar uma resposta central da FM. Uma alteração já descrita é a mudança do centro de ativação, possivelmente para

provocar uma alternância dos centros motores corticais, procurando assim compensar a FM [11]. Isso ocorreria mesmo que não fosse observada uma alteração global no nível de alteração cortical [11]. Além disso, foi relatado um aumento da atividade cortical principalmente em exercícios de longa duração. Assim, apesar de no início do exercício o aumento da intensidade do mesmo ter uma relação direta com o aumento da atividade cortical, atividades com menor intensidade e conseqüentemente com maior duração provocam aumentos mais expressivos, por se apresentarem como atividades mais extenuantes [12].

Desta forma, esse estudo teve por objetivo analisar as possíveis alterações ocorridas no EEG em decorrência da FM, durante a execução de contrações isométricas e em diferentes intensidades, até a exaustão.

Materiais e métodos

Participaram do estudo oito voluntários adultos do sexo masculino, sem a presença de enfermidades ou qualquer tipo de distúrbio neurológico ou alteração osteomioarticular que pudesse afetar os resultados dos testes (idade $29,2 \pm 3,4$ anos, massa $82,2 \pm 10,4$ kg e estatura $180,1 \pm 4,2$ cm). Todos os sujeitos assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, responderam a um questionário PAR-Q e foram submetidos a uma anamnese antes de iniciarem os testes. Além disso, os sujeitos foram instruídos a não praticar qualquer tipo de atividade física ou consumir alimentos contendo cafeína (ou qualquer outro tipo de estimulante), bebidas alcoólicas e tabaco, nas vinte e quatro horas que antecederam ao teste, bem como qualquer alimento uma hora antes do teste. O protocolo experimental foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa local (CAAE: 05857712.7.0000.5286).

Aquisição de dados – O EEG foi coletado durante a execução das contrações isométricas. Para tal, foi utilizado um amplificador diferencial ERS100c (Biopac Systems, EUA) com ganho 10000, banda passante entre 1 Hz e 3 kHz, razão de rejeição de modo comum igual a 110 dB e impedância de entrada de 100 M Ω . As informações de torque foram obtidas a partir de um dinamômetro isocinético Biodex S4 PRO (Biodex Medical Systems, EUA). Todos os sinais foram digitalizados, a uma frequência de amostragem de 10 kHz, por um conversor A/D com resolução de 16 bits e faixa dinâmica ± 10 V (Biopac Systems, EUA).

Protocolo – Os testes consistiram inicialmente na identificação do torque isométrico máximo (TIM). Posteriormente, foram realizados dois testes com contração isométrica até a exaustão, com intensidades de 20% e 50% do valor do TIM. Entre tais testes respeitou-se um intervalo mínimo de quarenta e oito horas.

Em cada dia de teste efetuou-se a identificação dos locais de fixação dos eletrodos e o preparo da pele, através de uma leve abrasão e limpeza com álcool a 70%. A localização dos eletrodos seguiu o sistema internacional 10-20 [8] e os mesmos foram fixados

utilizando pasta condutora Elefix (Nihon Kohden, Japão).

Após a colocação dos eletrodos, os sujeitos foram colocados na posição de execução do teste, com uma flexão de ombro de 90° e com 60° de flexão do cotovelo (Figura 1). Este ângulo de flexão de cotovelo foi adotado por corresponder à posição de maior geração de força pelos músculos flexores de cotovelo [13]. Antes de iniciar o teste, os sujeitos realizaram a flexão de cotovelo algumas vezes para familiarização com a posição e com o exercício, e então permaneceram na posição por aproximadamente seis minutos. Em seguida, os sujeitos receberam instruções sobre o funcionamento da retroalimentação visual, a qual foi exibida em um monitor específico, localizado à frente dos mesmos (com o centro do monitor aproximadamente na altura dos olhos).



Figura 1: Posição em que os testes foram realizados com os equipamentos devidamente posicionados (na frente do sujeito, um monitor está posicionado para fornecer a retroalimentação visual).

Processamento – No presente estudo somente foi utilizado o EEG da derivação F3, tomando Cz como referência. Inicialmente foram identificados os trechos dos sinais nos quais os sujeitos conseguiram manter o torque desejado (20% ou 50% do TIM), aceitando uma margem de 10% de variação do valor desejado. Em seguida, esses trechos foram divididos em janelas de 1 s, para que fosse possível avaliar as alterações ocorridas durante o decorrer dos testes. Os valores de magnitude do sinal na banda gama foram calculados para cada janela [9-10]. Em seguida, uma função de primeiro grau (regressão linear) foi ajustada para os valores de magnitude de cada sujeito, para que fosse possível avaliar sua variação ao longo do tempo.

Estatística – Foi aplicado o teste *t* de Student tanto para testar a diferença entre as durações dos testes,

quanto para testar a significância estatística da regressão linear. O nível de significância adotado foi 0,05.

Resultados

Os testes em 20% e 50% do TIM tiveram durações de 179 ± 72 s e 51 ± 19 s, respectivamente. Assim, a duração do teste a 20% do TIM foi significativamente maior ($p < 10^{-6}$). Além disso, nos testes utilizando a intensidade de 20% do TIM, todos os sujeitos apresentaram um aumento significativo da magnitude na banda gama. Entretanto, nos testes usando contração a 50% do TIM, apenas dois sujeitos apresentaram um aumento significativo da magnitude (Tabela 1). Exemplos típicos de cada caso são apresentados na Figura 2.

Tabela 1: Valores p correspondentes ao teste t aplicado ao coeficiente angular da reta de regressão ajustada aos valores de magnitude da banda gama de cada sujeito

	Intensidade	
	20%	50%
Sujeito 1	$4,01 \times 10^{-8}$	$5,40 \times 10^{-2}$ (*)
Sujeito 2	$1,68 \times 10^{-4}$	$5,37 \times 10^{-4}$
Sujeito 3	$7,34 \times 10^{-15}$	$3,73 \times 10^{-1}$ (*)
Sujeito 4	$7,63 \times 10^{-16}$	$5,25 \times 10^{-1}$ (*)
Sujeito 5	$3,87 \times 10^{-13}$	$9,07 \times 10^{-5}$
Sujeito 6	$9,43 \times 10^{-24}$	$1,26 \times 10^{-1}$ (*)
Sujeito 7	$4,87 \times 10^{-5}$	$5,35 \times 10^{-1}$ (*)
Sujeito 8	$2,76 \times 10^{-11}$	$3,80 \times 10^{-1}$ (*)

*Não significativo

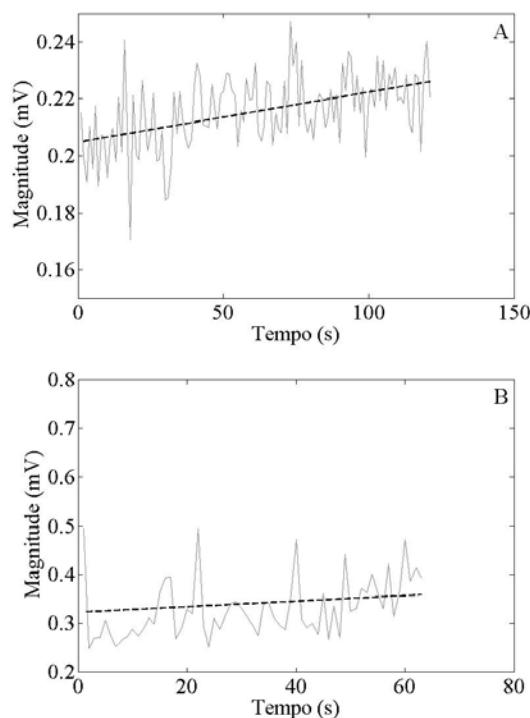


Figura 2: Exemplos típicos da variação de magnitude na banda gama durante os testes a 20% do TIM (A) e a 50% do TIM (B).

Discussão

A partir dos resultados obtidos, foi possível observar a ocorrência de fenômenos centrais relacionados à FM. O aumento da atividade cortical verificado durante o teste a 20% do TIM corrobora resultados obtidos por outros autores, apesar das diferentes metodologias de análise [14]. Entretanto, alguns estudos não encontraram aumento da atividade cortical, mostrando uma estabilidade ou até mesmo a queda desta atividade [15-16]. Esta contradição pode estar relacionada com o tipo e a intensidade da atividade realizada, visto que no presente estudo este aumento foi significativo somente durante o teste a 20% do TIM.

Johnston et al. [14] observaram que o progresso da FM induziu um aumento da atividade cortical na área motora suplementar e nas áreas sensorio-motoras contralaterais. Assim, foi possível verificar a existência de um mecanismo neural que procura compensar os efeitos da FM [14]. Um possível mecanismo compensatório foi também verificado no presente estudo, nas contrações a 20% do TIM: a ativação cortical em F3 aumentava à medida que a FM se acentuava, possivelmente refletindo o esforço central para manter a capacidade de produção de força muscular.

Durante a execução do teste em menor intensidade, o aumento observado na atividade cortical pode estar relacionado com o aumento da frequência de disparo neural, visando o recrutamento de outras unidades motoras, para compensar aquelas fadigadas [17]. Este mecanismo seria suportado pela hipótese de que, na intensidade de 20% do TIM, o recrutamento de fibras musculares tipo II não se faz necessário no início do exercício. Desta forma, à medida que as fibras tipo I entram em fadiga, o sistema nervoso central procura ativar outras unidades motoras, de forma compensatória. Um aumento no recrutamento de células do córtex ao longo de um exercício foi observado anteriormente, com o uso de imagens de ressonância magnética funcional, por Liu et al. [18]. Esta ativação de um maior número de células do córtex pode representar o recrutamento de mais unidades motoras.

Este mecanismo compensatório não foi observado quando analisados os testes em 50% do TIM, visto que o aumento de atividade cortical não se apresentou de forma significativa na maioria dos sujeitos. Para a execução de uma contração isométrica a 50% do TIM, possivelmente se faz necessário o recrutamento precoce de fibras tipo II, visto que neste caso elas não são usadas apenas para compensar a incapacidade de gerar força das fibras em exaustão [19]. Nesse caso, a ocorrência mais precoce da fadiga das fibras conduz à incapacidade de manutenção do torque antes que uma população neuronal mais extensa seja recrutada.

Outra possível causa de alteração cortical a ser analisada é a fadiga mental, que pode ocorrer devido à queda da motivação do sujeito ou à incapacidade de manter o foco durante o exercício [12]. Alguns fatores podem influenciar a ocorrência da fadiga mental, como

a dor causada pela atividade muscular, gerada por fatores mecânicos ou metabólicos, e o tempo prolongado do exercício.

Embora os presentes resultados mostrem diferenças significativas na participação do sistema nervoso central durante o processo da FM em função da intensidade, estudos adicionais devem ser realizados visando o melhor entendimento desta participação. Outras intensidades e tipos de exercício devem também ser objeto de futuras pesquisas, para que seja possível verificar os presentes achados em outros grupamentos musculares. Além disso, deve ser ressaltada a limitação do presente estudo com relação ao tamanho da amostra. Entretanto, devido à complexidade deste tipo de protocolo, estudos similares utilizaram amostras de tamanho semelhante.

Conclusão

A partir dos resultados obtidos, pode-se concluir que o método de análise proposto permite verificar a presença de fatores centrais no processo de fadiga muscular. Além disso, o método permitiu observar uma maior contribuição de fatores centrais no processo de fadiga durante exercícios de menor intensidade.

Agradecimentos

Este estudo contou com auxílio das agências CNPq e CAPES.

Referências

- [1] Bigland-Ritchie B, Furbush F, Woods JJ. Fatigue of intermittent submaximal voluntary contractions: central and peripheral factors. *Journal of Applied Physiology*. 1986; 61(2):421-9.
- [2] Evans WJ, Lambert CP. Physiological basis of fatigue. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2007; 86(1):S29-S46.
- [3] Sargeant AJ. Human power output and fatigue. *International Journal of Sports Medicine*. 1994; 15(3):116-21.
- [4] Enoka RM. Mechanisms of muscle fatigue: central factors and task dependency. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 1995; 5(3):141-9.
- [5] Gandevia SC. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Reviews*. 2001; 81(4):1725-89.
- [6] Merton PA. Voluntary strength and fatigue. *Journal of Physiology (Lond)*. 1954; 123(3):553-64.
- [7] Theou O, Jones GR, Overend TJ, Kloseck M, Vandervoort AA. An exploration of the association between frailty and muscle fatigue. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*. 2008; 33(4):651-65.
- [8] Niedermeyer E, Lopes da Silva F. *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*. 5ª ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 2012.
- [9] Slobounov S, Hallett M, Stanhope S, Shibasaki H. Role of cerebral cortex in human postural control: an EEG study. *Clinical Neurophysiology*. 2005; 116(2):315-23.
- [10] Popivanov D, Mineva A, Krekule I. EEG patterns in theta and gamma frequency range and their probable relation to human voluntary movement organization. *Neuroscience Letters*. 1999; 267(1):5-8.
- [11] Liu JZ, Lewandowski B, Karakasis C, Yao B, Siemionow V, Sahgal V, Yue GH. Shifting of activation center in the brain during muscle fatigue: an explanation of minimal central fatigue? *Neuroimage*. 2007; 35(1):299-307.
- [12] Zadry HR, Dawal SZ, Taha Z. Effect of load on upper limb muscle and brain activity in light assembly task. In: *Proceedings of the 3th International MultiConference of Engineers and Computer Scientists*; 2010 March 17-19; Hong Kong.
- [13] Fox EL, Bowers RW, Foss ML. *Bases Fisiológicas da Educação Física e do Desporto*. 4ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1991.
- [14] Johnston J, Rearick M, Slobounov S. Movement-related cortical potentials associated with progressive muscle fatigue in a grasping task. *Clinical Neurophysiology*. 2001; 112(1):68-77.
- [15] Liu JZ, Yao B, Siemionow V, Sahgal V, Wang X, Sun J, Yue GH. Fatigue induces greater brain signal reduction during sustained than preparation phase of maximal voluntary contraction. *Brain Research*. 2005; 1057(1-2):113-126.
- [16] Tuncel D, Dizibuyuk A, Kiyimik MK. Time frequency based coherence analysis between EEG and EMG activities in fatigue duration. *Journal of Medical Systems*. 2010; 34(2):131-8.
- [17] Stock MS, Beck TW, Defreitas JM. Effects of fatigue on motor unit firing rate versus recruitment threshold relationships. *Muscle & Nerve*. 2012; 45(1):100-9.
- [18] Liu JZ, Shan ZY, Zhang LD, Sahgal V, Brown RW, Yue GH. Human brain activation during sustained and intermittent submaximal fatigue muscle contractions: an fMRI study. *Journal of Neurophysiology*. 2003; 90(1):300-12.
- [19] Bilodeau M, Schidler-Ivens S, Williams DM, Chandran R, Sharma SS. EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2003; 13(1):83-92.