

EFEITOS DA DURAÇÃO DA LUTA DE JUDÔ NA PERFORMANCE DO GESTO ESPORTIVO: UM ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO

Silvia Regina Ribeiro¹, Carlos Julio Tierra-Criollo²

¹Laboratório de Biodinâmica do Movimento Humano – Faculdade de Ciências da Saúde - Universidade do Vale do Paraíba – UNIVAP – São José dos Campos – S.P. – Brasil.

¹Laboratório de Fisiologia e Farmacodinâmica - Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento II - IP&D II - Universidade do Vale do Paraíba – UNIVAP – São José dos Campos – S.P. – Brasil.

²Grupo de Engenharia Biomédica (GENEBIO) – Centro de Pesquisa e Desenvolvimento em Engenharia Elétrica - Universidade Federal de Minas Gerais. Belo Horizonte – MG – Brasil.

Resumo- O estresse da competição provoca adaptações neuromusculares que pode influenciar a performance do atleta. O presente estudo investigou o efeito de lutas de judô com diferentes durações na performance do gesto esportivo. Doze judocas de elite reproduziram o movimento de puxada de manga do judô, com a utilização do dinamômetro isocinético e simultaneamente registrou-se o sinal eletromiográfico dos músculos agonista, antagonista e sinergista do gesto esportivo. A produção do torque não foi alterada. Verificou-se aumento ($p=0.005$) da iEMG do agonista após a luta de 90s e da iEMG do antagonista ($p=0.0129$) após a luta de 180s; após a luta de 300s verificou-se uma diminuição (0,0137) no músculo agonista. Conclui-se adaptações neuromusculares para manutenção da produção do torque a partir do estresse das lutas.

Palavras-chave: judô, performance, eletromiografia.

Área do Conhecimento: Ciências da Saúde

Introdução

A performance do gesto esportivo é principalmente dependente do treino de força. Uma otimização da força objetiva ativações musculares agonistas sem ou com baixas co-ativações antagonistas¹⁻³, de forma a poupar gastos energéticos desnecessários. Desta forma a co-ativação muscular sugere debilidade na performance de ativação dos músculos para a realização da ação motora⁴, sugerindo prejuízos na performance funcional⁵.

Numa competição de judô, o número de lutas que os atletas são submetidos e suas respectivas durações e intervalos são aleatórios, fatores que podem influenciar a performance objetivada em todas as lutas⁶. O que poderia caracterizar um estado deficiente de preparação física dos atletas para a competição, por falta ou excesso de treinamento.

O presente estudo investigou o efeito do estresse das lutas de 90s, 180s e 300s na performance do gesto esportivo da puxada de manga do judô.

Materiais e Métodos

Sujeitos

Doze atletas de elite de judô do sexo masculino, com idade média de 22 ± 4.5 anos participaram do experimento. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da

UNIVAP sob o protocolo nº A017/2003/CEP. Todos os sujeitos assinaram voluntariamente o termo de consentimento da pesquisa.

Protocolo de Avaliação

Os sujeitos foram avaliados imediatamente antes e após as lutas com as seguintes durações: a 1ª luta com 90s, a segunda luta com 180s e a terceira luta com 300s. Foi dado um intervalo de 6 horas entre as respectivas lutas. As coletas dos sinais foi realizada imediatamente anterior e após o término de cada luta.

Protocolo do EMG

Foi utilizado um eletromiógrafo da marca EMG System do Brasil com 8 canais, e coletados os sinais eletromiográficos (EMG) dos seguintes músculos: Deltóide anterior, Peitoral Maior e Redondo Maior, respectivamente: agonista, antagonista e sinergista do movimento de puxada de manga do judô. Para a preparação da pele foi realizada uma tricotomia e uma assepsia local com algodão, álcool e gel para diminuir a bioimpedância. Um fio terra foi acoplado ao braço dos sujeitos e os eletrodos bipolares de superfície foram fixados na porção média dos músculos. O intervalo de tomada dos sinais foi de 30 s, a partir do comando de execução do movimento.

Protocolo do Dinamômetro Isocinético

Para mensuração do pico de torque durante a coleta dos sinais EMG foi utilizado um dinamômetro isocinético Biodex System 3.

Os sujeitos permaneceram sentados na cadeira com o equipamento posicionado com o eixo de rotação alinhado com a região gleno-umeral. Ao início do experimento os sujeitos realizaram 05 movimentos de flexão e extensão de ombro numa velocidade de 90°/s (protocolo de Gerdle ⁷). Iniciando com a extensão do braço dominante em direção anterior ao corpo num ângulo de 90° da posição fundamental anatômica, onde realizaram uma flexão de ombro abduzido até atingir um ângulo de 70° a partir do início do movimento.

Anterior ao experimento, o protocolo foi repetido durante três dias consecutivos para adaptação dos sujeitos ao equipamento. A ação motora realizada foi baseada no movimento da puxada de manga do judô, realizado com frequência pelo atleta. Para sincronização dos equipamentos foi utilizada uma chave acoplada ao braço do dinamômetro, como um dispositivo de tempo de início da execução do movimento.

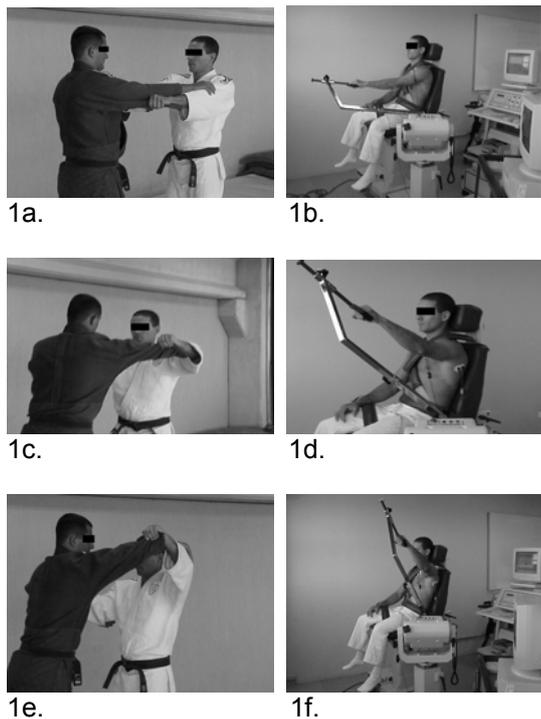


Figura 1.- As três fases do movimento de puxada de manga do judô (1a, 1c, 1e) e a reprodução da ação motora no dinamômetro isocinético (1d, 1e e 1f).

1a. Início do movimento de puxada de manga do judô. 1b. Início do movimento no dinamômetro num ângulo de 90° a partir da posição anatômica.

1c. Fase ascendente do movimento de puxada de manga do judô. 1d. Fase ascendente do movimento no dinamômetro isocinético.

1e. Final da fase ascendente da puxada de manga. 1f. Fase final do movimento, fixado num ângulo de 70° a partir do início da ação motora.

Processamento dos sinais

Os sinais foram processados com a utilização do MATLAB Math Works 6.1. Os dados brutos foram coletados num intervalo de 15s, a 2 KHz de frequência de amostragem, em seguida foram filtrados por um Passa Alta de 20 Hz e um Passa Baixa de 250 Hz e retificados pela F.F.T. (Fast Fourier Transformation). Para sincronização do dinamômetro e eletromiógrafo, os sinais coletados do torque (10ms), foram interpolados na resolução espectral (2KHz) em 0,05ms. Foi analisada a 1ª fase de cada contração concêntrica a partir do início do movimento. Os sinais foram normalizados pela linha de base e analisados no domínio do tempo, através do cálculo da integral (iEMG) de cada contração, com a utilização da seguinte equação:

$$iEMG = 1/T \int_0^T |f(\epsilon) dt|$$

Implementado pelo Método Riemann (Trapézio)

Análise estatística dos dados

Para análise estatística dos dados utilizou-se o teste paramétrico WILCOXON para dados pareados, com um nível de significância de $p \leq 0.05$.

Resultados

Tabela 1. Os valores médios e o desvio padrão do pico de Torque (Nm) antes e depois das lutas.

Pico de Torque (Nm ⁻¹) newton s metro	Luta de 90s		Luta de 180s		Luta de 300s	
	AL	DL	AL	DL	AL	DL
X ±SD	70.5± 26.8	70.9± 29.1	65.7± 24.6	71.7± 27.1	66.5± 25.3	64.4± 28.3

Tabela 2. Valores médios e o desvio padrão da iEMG (mV) dos músculos envolvidos no movimento de puxada de manga do judô antes e depois das lutas.

iEMG (mV)	Luta de 90s		Luta de 180s		Luta de 300s	
	AL	DL	AL	DL	AL	DL
$p < 0.05$						
$X \pm SD$						
Agonista	4.0 ± 2.4	9.7 ± 8.0	4.5 ± 2.6	4.4 ± 2.7	5.3 ± 2.7	3.2 ± 1.2
Antagonista	3.3 ± 1.8	4.9 ± 5.4	2.8 ± 1.7	4.7 ± 2.6	3.1 ± 1.4	2.1 ± 1.0
Sinergista	7.1 ± 3.8	8.7 ± 5	7.1 ± 4.8	7.7 ± 6.6	5.5 ± 1.9	5.4 ± 2.4

O nível mínimo de significância estabelecido foi de $\alpha = 0,05$.

* $p = 0,005$, ** $p = 0,0129$, *** $p = 0,0137$.

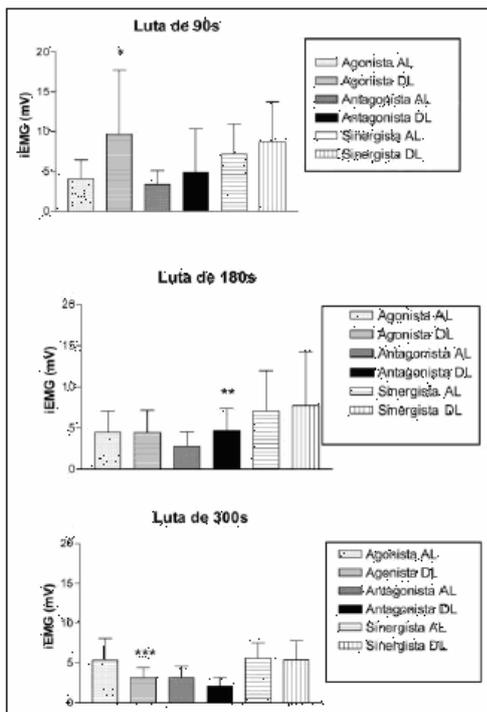


Figura 2. A iEMG(mV) antes e após as lutas.

Discussão

Os valores médios da Tabela 1 e a Figura 2 sugerem que o estresse das lutas o qual os sujeitos foram submetidos, não foi suficiente para alterar o pico de torque dos músculos e ou o tempo de descanso entre o esforço e a tomada dos sinais, foi suficientemente recuperador para a capacidade de gerar força nos músculos analisados.

Os principais fenômenos biomecânicos foram verificados com a análise simultânea dos músculos envolvidos no movimento, já verificada por outros autores⁸⁻⁹.

Apesar da luta de 90s não ter sido suficiente para diminuir o torque, provocou adaptações neurais observadas no aumento do sinal iEMG do agonista, que pode representar uma dinâmica de adaptação observada em outros estudos com protocolos de fadiga.^{9,10}

Ao contrário de Kellis et al¹¹ pôde ser verificada após a luta de 180s um aumento do sinal iEMG do antagonista, sugerindo que neste

protocolo, este músculo desempenhou um importante papel na estabilidade da articulação.

Uma explicação para o aumento do sinal eletromiográfico, pode ser atribuída a uma tentativa do Sistema Nervoso Central de compensar a fadiga muscular através do aumento do número de unidades motoras disponíveis¹¹.

Os dados mostram que após a luta de 180s além da ativação agonista, o esforço exigiu um recrutamento potencializado do antagonista. Esta co-ativação sugere uma debilidade na performance de ativação dos músculos para a realização da ação motora⁶. O que poderia significar um prejuízo para a performance funcional¹². Uma otimização do treino de força de atletas objetiva ativações agonistas musculares sem ou com baixa co-ativação antagonista^{8,13,14}.

Esta co-ativação como indicadora do processo de fadiga é fundamentada em alguns estudos como controle motor de regulação e proteção das articulações^{15,16}. Se o músculo antagonista é capaz de aumentar a força durante esforços repetidos de fadiga, então ele poderia representar uma carga adicional em atender o músculo agonista para manter o máximo esforço, contribuindo no momento para a diminuição do resultante na articulação envolvida, protegendo a articulação gleno-umeral, devendo ser, portanto, um parâmetro considerado, quando se objetiva a performance de gestos esportivos.

Após as lutas de 300s o sinal iEMG (mV) apresentou uma diminuição (0.0180) da atividade agonista e antagonista, ao mesmo tempo em que manteve a ativação sinergista como nos valores de repouso. A ativação diminuída do agonista pode sugerir uma deficiência na ação motora, combinada com a atuação do sinergista, que deveria estar estabilizando o movimento, e não agindo como motor primário.

Estes dados mostram a importância dos estudos na atividade sinergista do movimento, de forma que para um treinamento de força efetivo, além da ativação da musculatura agonista e redução da co-ativação do antagonista, uma otimização da ativação do sinergista poderia exercer um importante papel no aumento do sistema de torque produzido sobre as articulações¹⁷.

Verificou-se que o protocolo da luta de 300s provocou adaptações fisiológicas que prejudicou a ativação das unidades motoras e ou a propagação do sinal elétrico muscular. Sugerindo que os sujeitos avaliados, considerando a demanda exigida nas competições e co-ativação antagonista nas situações pós-lutas, não apresentaram condições de performances ótimas.

A diminuição da propagação do sinal EMG no sarcolema pode ser resultado da presença de

subprodutos metabólicos decorrentes do exercício^(18,19). O aumento destas substâncias provoca uma alteração no potencial de membrana celular, causada pela diminuição do pH, decorrente da acidificação causada pela lesão na fibra muscular⁽¹⁸⁾.

Os dados sugerem que a intensidade do esforço está relacionada com a alteração da atividade elétrica do tecido muscular esquelético.

Conclui-se que o estresse das lutas de 90s, 180s e 300s não alteraram a capacidade de torque, porém são estímulos suficientes para provocar alterações na atividade elétrica muscular que podem ser prejudiciais à performance dos atletas.

Referências Bibliográficas

1. Fridén J, Sfakianos N, Hargens AR. Blood indices of muscle injury associated with eccentric muscle contractions. *J. Orthop. Res* 1989; 7: 142 - 45.
2. Chesler NC, Durfee WK. Surface EMG as a fatigue indicator during FES – induced Isometric Muscle contractions. *J. Electoyogr. Kinesiol.* 1997; 1: 27 - 37.
3. Peters EJD, Fuglevand AJ. Cessation of human motor unit discharge during sustained maximal voluntary contraction. *Neuroscience Letters* 1999; 274: 66 - 79.
4. Apple FS, Hellsten Y, Clarkson PM. Early detection of skeletal muscle injury by assay of creatine kinase MM isoforms in serum after acute exercise. *Clin. Chemistr.* 1998; 32: 41-4.
5. Moritani T, Devries HA. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strenght gains. *Am. Journal Phys. Med.* 1979; 130: 58 – 115.
6. Carolan B. C. Adaptations after isometric resistance training. *Journal Appl. Physiology* 1992; 73: 911 - 17.
7. Gerdle B, Larsson B, Karlsson S. Criterion validation of surface EMG variables as fatigue indicators using peak torque. *Journal of Eletromyografy and Kinesiology* 2000; 10: 225 -232.
8. Kellis EB. The effects of antagonist moment on the resultant knee joint moment during isokinetic testing of the knee extensors. *Eur. Journal App. Physiology.* 1997; 76: 253 - 259.
9. Hautier CA, Arsac LM, Deghdegh K. Influence of fatigue on EMG/force ratio and co-contraction in cycling. *Med. Science Sport Exercise* 2000; 32: 839 - 843.
10. Gerdle B, Wrretling ML, Henriksson-Larsén K. Do the fibre-type proportion and angular velocity influence the mean power frequency of the electromyogram? *Acta Physiol. Sscand.* 1988; 6: 134 - 341.
11. Kellis E. Quantification of quadriceps and hamstring antagonist activity. *Sports Medicine* 1998; 26: 121 - 24.
12. Lamontagne A, Richards CL, Malouin F. Coactivation during gait as an adaptive behavior after stroke. *Journal of Eletromyography and Kinesiologist* 2000; 10: 407 - 15.
13. Hakkinen K, Kramer WJ, Newton RU, Alen M. Changes in electromyographic activitty. muscle fibre and force production characteristics during heavy resistance/power strength training in middle-aged and older men and women. *Scandinavian Physiological Society* 2001; 171: 51 - 62.
14. Kroll WP. Analysis of local muscular fadigue patterns. *Res.Q. Exercic. Sport* 1981; 52 523 - 39.
15. Berger W, Trippel M, Discher M, Dietz V. Influence of subjects height on the stabilization of posture. *Acta Otolaryngol* 1992; 30: 112 - 122.
16. Cholewicki J, Panjabi MM, Khachatryan A. Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine* 1997; 22: 2207 - 2212.
17. Larsson BA, Manson B, Karlberg C, Syvertsson P, Elert J, Gerdle B. Reproducibility of surface EMG variables and peak torque during three sets of tem dynamic contraction. *J. Electrom. Kines* 1999; 9: 351 - 357.
18. Masuda K, Masuda T, Sadoyama T, Inaki M, Katsuda S. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. *Journal of Eletromiografy and Kinesiology* 1999; 9: 39 - 46.

19. Vollestad NK. Measurement of human muscle fatigue. J. Neuroc. Methods.1997; 74: 219 - 227.