

# A SOMATÓRIA DE ESTÍMULOS VOLUNTÁRIOS E ELETRICAMENTE ELICIADOS AUMENTA O TORQUE ARTICULAR?

## THE SUMMATION OF VOLUNTARY AND ELECTRICAL ELICITED STIMULUS INCREASES JOINT TORQUE?

Patrícia Martins FRANCIULLI<sup>1</sup>; Aline BIGONGIARI<sup>1</sup>; Flávia Andrade e SOUZA<sup>2</sup>; Rubens Corrêa ARAÚJO<sup>3</sup>; Luis MOCHIZUKI<sup>4</sup>

1. Mestre em Educação Física, Fisioterapeuta, Professora, Universidade São Judas Tadeu, São Paulo, SP, Brasil. [prof.raraujo@usjt.br](mailto:prof.raraujo@usjt.br); 2. Mestre em Educação Física, Fisioterapeuta, Professora, Universidade São Judas Tadeu, São Paulo, SP, Brasil; 3. Doutor em Educação Física, Fisioterapeuta, Professor, Universidade São Judas Tadeu, São Paulo, SP, Brasil; 4. Doutor em Educação Física, Professor, Universidade de São Paulo, Escola de Artes, Ciências e Humanidades, São Paulo, SP, Brasil.

**RESUMO:** O objetivo deste estudo é analisar os efeitos da estimulação elétrica neuromuscular na atividade de músculos selecionados e no torque do tornozelo durante a contração isométrica do movimento de flexão plantar. Participam deste estudo dez sujeitos saudáveis. A estimulação elétrica neuromuscular é aplicada sobre o nervo ciático lateralmente à tuberosidade isquiática. Assim mensura-se a atividade elétrica, e o torque isométrico gerado na articulação do tornozelo e registrado por um dinamômetro isocinético. As condições analisadas são: contração voluntária isométrica máxima, contração por estimulação elétrica neuromuscular e a combinação de ambas. Encontrou-se um baixo torque na condição de contração por estimulação elétrica neuromuscular e uma maior amplitude da atividade eletromiográfica do músculo sóleo comparado com os outros músculos. Os resultados sugerem que para manter o mesmo objetivo da tarefa (produzir o mesmo nível de torque), adaptações neuromusculares no *common drive* são necessárias.

**PALAVRAS-CHAVE:** Estimulação elétrica neuromuscular. Controle motor e sinergia.

### INTRODUÇÃO

O controle do estímulo muscular por meio da estimulação elétrica neuromuscular (EENM) permite avaliar os mecanismos de regulação do torque e o sincronismo das unidades motoras (UM) (THORSEN; OCCHI; BOCCARDI; FERRARIN, 2006). Por encaminhar um estímulo padronizado para um músculo ou grupo muscular, a estimulação elétrica é usada na prática clínica por mais de 50 anos. Nos primórdios, seu uso foi direcionado para o tratamento de atrofia muscular por denervação e pouco se estudou sobre músculos inervados e nervos íntegros. Depois dos Jogos Olímpicos de 1976, a EENM foi aplicada para melhorar o rendimento de atletas em associação com exercícios voluntários de força (ROBINSON, 2001).

A sobreposição da contração voluntária máxima (CVM) e da contração eletricamente eliciada (EE) permite analisar o nível de ativação das unidades motoras (BABAULT; POUSSON; BALLAY; HOECKE, 2001). É controversa em qual condição a resposta muscular é capaz de gerar mais torque, apesar dessa dúvida ser maior em relação à CVM quando comparada com a associação CVM+EE (BABAULT; POUSSON; BALLAY; HOECKE, 2001). A sobreposição de estímulos aumenta a força gerada pelo músculo?

Devido à complexidade dos mecanismos da contração, o objetivo desse estudo é verificar o efeito da EENM na atividade eletromiográfica dos músculos gastrocnêmio lateral e medial e o músculo sóleo na geração de torque durante exercício isométrico de flexão plantar.

Em função do objetivo proposto, busca-se verificar se: a) Na condição de CVIM e EENM o torque articular é maior que na condição puramente voluntária. b) O controle motor voluntário e eletricamente eliciado gera respostas diferentes, evidenciando a complexa natureza do controle neuromuscular.

### MATERIAL E MÉTODOS

#### Sujeitos

Participaram desse estudo 10 sujeitos saudáveis sendo 5 homens e 5 mulheres (22,8±2,0 anos, massa corporal 68,8±14,0 kg e estatura 1,73±0,11 m). Todos os sujeitos foram informados sobre os procedimentos realizados no estudo.

#### Instrumentos

O torque é mensurado no eixo médio-lateral da articulação do tornozelo direito por meio de um dinamômetro isocinético (*System 3*, Biodex, EUA). O membro inferior direito é preso junto ao aparelho para garantir que apenas a articulação escolhida

envolva-se na geração do torque medido. O dinamômetro isocinético é conectado ao mesmo sistema de aquisição de dados que foi (é) usado para a coleta do sinal eletromiográfico, para sincronizar as variáveis mensuradas.

O sinal eletromiográfico foi captado por meio de eletrodos de superfície ativos e bipolares, feitos de Ag/AgCl com 9mm de diâmetro com espaçamento entre centros de eletrodos de 2 cm. Para a aquisição do sinal eletromiográfico utilizou-se um eletromiógrafo (Myosystem 1400, Noraxon, EUA). A frequência de amostragem foi de 1 kHz.

Para realizar a EENM foi utilizado um aparelho de eletroestimulação (Dualpex 961, Quark, Brasil) com os seguintes parâmetros: corrente pulsátil bifásica simétrica retangular com tempo de pulso de 1ms; frequência de pulso de 40Hz (para produzir uma contração tetânica e confortável); sustentação de pulso de 5 s; tempo de subida do pulso de 1s; tempo de descida do pulso de 1s; a intensidade usada é a máxima do tolerável que produz uma contração eficaz. Um eletrodo dispersivo (de placa com esponja) foi colocado na coluna torácica e um eletrodo ativo de borracha com gel no trajeto do nervo ciático lateralmente à tuberosidade isquiática. Para a realização do teste com o uso da estimulação elétrica, o sujeito usa um *trigger* que quando acionado emite um estímulo elétrico, isso porque é necessário sincronizar o início da estimulação com o início do teste no dinamômetro e a gravação de dados no eletromiógrafo.

Para a localização dos pontos motores utiliza-se um gerador universal de pulso (Nemesys, Brasil) sendo que o eletrodo dispersivo (placa com esponja) permanece na face anterior da coxa contralateral e o eletrodo ativo (caneta) é utilizado para procurar o ponto motor explorando a área de localização do mesmo. Os parâmetros usados para a localização do ponto motor são os seguintes: corrente elétrica pulsátil monofásica retangular com tempo de pulso de 1ms, tempo de repouso de 20ms, tempo *on* de 0,5s e tempo *off* de 0,5s. Considera-se como ponto motor, o ponto no músculo mais excitável com uma menor quantidade de corrente (ROBINSON, 2001).

### Protocolo experimental

O protocolo experimental no dinamômetro consistiu de contrações isométricas para o movimento de flexão plantar e o ângulo selecionado é 15° (0° é considerado a posição em que o tornozelo está em um ângulo reto com a perna). São realizadas 5 contrações de 7 s com o mesmo tempo de intervalo.

Esse protocolo é realizado somente com a contração voluntária isométrica máxima (CVIM), somente com a estimulação elétrica neuromuscular (EENM), e a combinação da contração voluntária isométrica máxima e estimulação elétrica neuromuscular (CVIM + EENM). A ordem dessas condições é aleatória, por meio de um sorteio feito pelo próprio sujeito.

Os músculos selecionados para a mensuração do sinal eletromiográfico (EMG) foram gastrocnêmio -cabeça lateral - (GL) e gastrocnêmio - cabeça medial - (GM) e o músculo sóleo (SOL). Antes da colocação dos eletrodos sobre os músculos, é realizada a tricotomia e a limpeza da pele para diminuir sua resistência elétrica (impedância). Um eletrodo descartável é colocado sobre o ponto motor do músculo e o outro eletrodo descartável distalmente a esse (2 cm de distância), na direção do tendão muscular e sobre o ventre muscular. Além disso, utiliza-se também um eletrodo terra posicionado na patela direita.

### Variáveis analisadas

As variáveis analisadas são as séries temporais do torque e EMG dos músculos selecionados. Após a aquisição, o sinal eletromiográfico (EMG) é filtrado com filtro passa-baixa Butterworth de 4ª ordem recursivo de 200 Hz e posteriormente retificado. Após a retificação, calcula-se o valor da integral do sinal eletromiográfico (EMG) retificado (iEMG) e o valor médio de torque em uma janela retangular de 2 s. O iEMG é normalizado pelo valor médio do sinal eletromiográfico (EMG) retificado durante todo o intervalo da coleta de cada teste.

### Análise das variáveis

Os parâmetros iEMG e torque são comparados por meio de análise de variância (ANOVA) de dois fatores, a saber: músculo (três níveis: GL, GM e SOL) e tipo de contração (três níveis: CVIM, EENM, e CVIM+EENM). Utiliza-se o *post hoc* Tukey HSD. São utilizadas rotinas elaboradas no ambiente Matlab 6.5 (Mathworks, Inc, EUA) e o software Statistica 99 Edition (StaSoft, EUA) para as análises. Por causa da constituição da amostra, compara-se o grupo de homens e mulheres, mas neste estudo não há efeito do gênero nos resultados.

### RESULTADOS

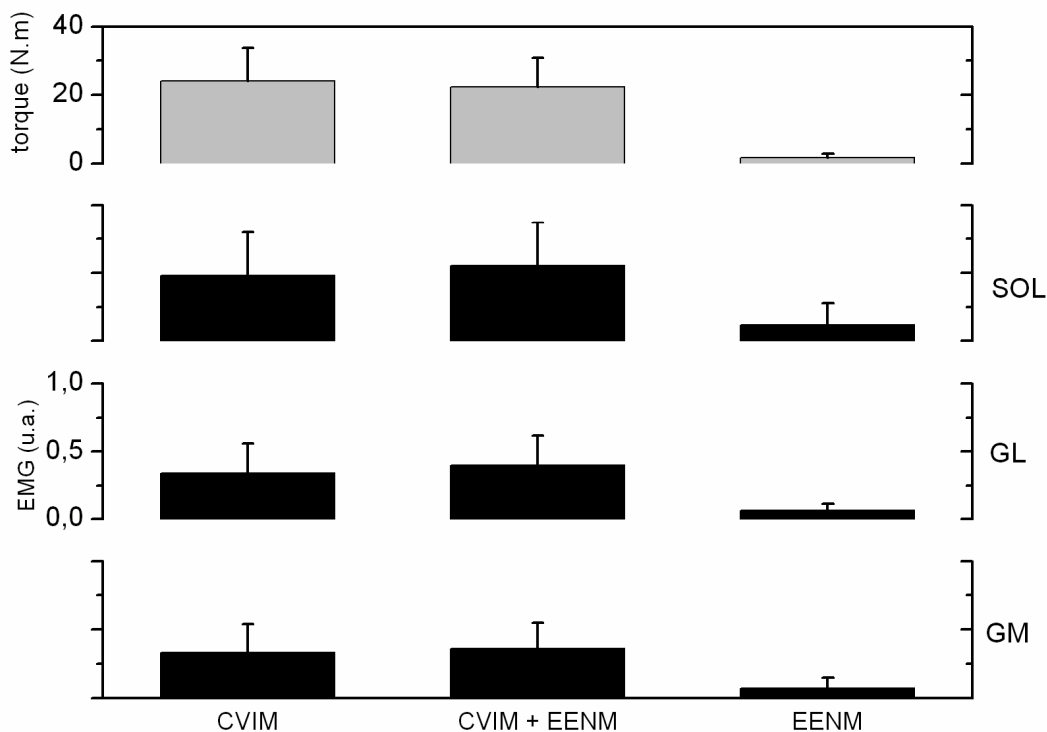
Na parte superior da Figura 1 estão os valores médios de torque articular durante o movimento de flexão plantar no dinamômetro. Para

analisar o efeito do tipo de estimulação no torque, aplica-se uma ANOVA de um fator (tipo de estímulo: CVIM, EENM, e CVIM+EENM). A ANOVA de um fator mostra o efeito do estímulo no torque ( $F_{(2,147)}=129$ ;  $p<0,0001$ ). O teste Tukey HSD evidencia menor valor do torque durante a EENM ( $p<0,0001$ ) em relação às outras duas modalidades. Não há diferença entre CVIM e CVIM + EENM.

Na parte inferior da Figura 1, estão os valores médios de iEMG do músculo GM, GL e SOL em função das três modalidades de estímulo muscular. Para estudar o efeito do tipo de estímulo no iEMG desses músculos, aplica-se uma ANOVA de um fator separadamente. Desta forma, a ANOVA de um fator (tipo de estimulação: CVIM, EENM e CVIM + EENM) mostra que o tipo de contração afeta o iEMG dos três músculos (GM:  $F_{(2,147)}=40,1$ ;  $p<0,001$ ; GL:  $F_{(2,147)}=42,8$ ;  $p<0,001$ ; SOL:  $F_{(2,147)}=23,6$ ;  $p<0,001$ ). O teste Tukey evidencia o menor iEMG durante a EENM nos três músculos

( $p<0,001$ ). Além disso, apenas no SOL encontra-se maiores iEMG durante a CVIM+EENM, em comparação a essas condições isoladas ( $p<0,001$ ).

Para verificar se o estímulo elétrico é compartilhado de forma simétrica entres os músculos, compara-se a atividade dos três músculos durante as três modalidades de contração, por meio de ANOVA de um fator. Durante a condição de CVIM, a ANOVA de um fator não há diferença significativa entre os três músculos ( $p= 0,25$ ). Ao passo que, há diferenças entre músculos durante a EENM ( $F_{(2,147)}=9,2$ ;  $p<0,0002$ ). Observa-se uma maior atividade do SOL em comparação aos outros músculos (GL e GM) ( $p<0,001$ ). Enquanto que na modalidade CVIM+EENM, a ANOVA de um fator mostra o efeito do tipo de músculo ( $F_{(2,147)}=6,4$ ;  $p<0,002$ ). Encontra-se um iEMG maior de SOL quando comparado ao músculo GL ( $p<0,002$ ). Porém, não há esta diferença comparando entre SOL e GM, e também comparando GL e GM.



**Figura 1.** Topo: Torque médio. 2ª linha: iEMG do músculo sóleo. 3ª linha: iEMG do músculo gastrocnêmio lateral (GL). 4ª linha: iEMG do músculo gastrocnêmio medial (GM). Os valores apresentados de Torque e iEMG nas condições contração voluntária isométrica máxima (CVIM), eletroestimulação (EENM) e CVIM+EENM.

## DISCUSSÃO

A primeira hipótese desse estudo tem relação com o resultado externamente observável da ação muscular, a geração do torque articular. A

sugestão desta primeira hipótese nasce da idéia de que a contração voluntária máxima não indica o máximo de força que um grupo muscular pode desenvolver. O máximo de força gerada é o resultado do disparo e perfeita sincronização de todas as unidades motoras (UM), o que é impossível de ser realizada de forma voluntária em uma única contração por causa da existência de uma ordem temporal de recrutamento das UM. Na condição de CVIM e EENM, o torque articular deveria ser maior que na condição puramente voluntária. Entretanto, nossos resultados mostram que o menor valor do torque ocorre durante a EENM e que não há diferença entre CVIM e CVIM + EENM. Assim, nossa primeira hipótese não foi confirmada. Tal resultado pode ser um indicador que a superposição de estímulo elétrico e o estímulo voluntário não levam necessariamente ao aumento do recrutamento de UM (PAILLARD et al, 2005). A não confirmação da primeira hipótese não invalida a idéia no qual ela se baseia, pois fatores como dor e fadiga podem ter interferido na produção do máximo de força. Neste caso, é importante destacar que a relação força muscular e intensidade do estímulo elétrico se mantém a mesma durante a mudança de freqüências de estimulação ou fadiga (CHOW; BIND-MACLEOD, 2007).

Em relação ao torque gerado nas três modalidades de contração, verifica-se que o torque é menor durante a EENM e que não há diferença entre CVIM e CVIM + EENM. O pequeno valor de torque durante a EENM pode ser explicado pela alta seletividade que este tipo de estimulação promove no músculo, dado que o disparo de UM segue a mesma freqüência da estimulação. Em função do posicionamento do eletrodo de estimulação sobre epiderme, a interação do campo elétrico gerado pelo eletrodo com o nervo estimulado varia em função da profundidade e distância da origem do estímulo. Desta forma, camadas mais superficiais do nervo recebem uma quantidade maior de estímulo do que as camadas mais profundas. Além disso, o *input* aferente dos receptores de dor devido a EENM pode causar uma inibição motora (SWEARINGEN, 2003). O uso isolado da EE pode-se produzir até 50% da CIVM (SWEARINGEN, 2003; LYONS ET AL., 2004), mas para chegar a esse valor, a sensação de desconforto é grande, não possibilitando grande eficácia da técnica quando aplicada isoladamente.

Entretanto, nas condições CVIM e CVIM + EENM o torque gerado é o mesmo, o que sugere a presença de outros mecanismos regulatórios na geração do torque a partir do impulso neural. A manutenção do mesmo nível de torque indica que o objetivo da tarefa, na condição de ação voluntária

do sujeito, se mantém o mesmo, ou seja, realizar o máximo de torque possível. Tal resultado pode servir como suporte a existência de um sinal comum (*common drive*) que é enviado do sistema nervoso central para os músculos sinergistas (DE LUCA; ZEYNEP, 2002). Desta forma, sob um mesmo comando, nas condições CVIM e CVIM+EENM, o resultado da tarefa é o mesmo, causando a ausência de diferença no torque. Como continuidade, as modalidades de aplicação de eletroestimulação neuromuscular podem ser comparadas, a usada neste estudo (estímulo no nervo) e a EENM realizada sobre o ventre muscular (PAILLARD ET AL., 2005). Apesar de que a segunda técnica interfere diretamente na medida do sinal eletromiográfico, pois ambos os eletrodos (estimulação e captura de sinal eletromiográfico [EMG]) estão sobre o mesmo ventre muscular.

A segunda hipótese deste trabalho referencia a relação entre o controle motor voluntário e o controle eletricamente eliciado. Os resultados foram analisados sob duas formas diferentes para buscar fundamentos para tal hipótese. Uma por meio da comparação entre tipos de contração e outra por meio da comparação entre músculos durante um mesmo tipo de estímulo. Na condição voluntária os músculos mostram maior atividade; entretanto, sem diferenças entre si. Ao passo que, na presença do estímulo elétrico verificasse uma diferenciação da atividade dos três músculos. Nas duas condições (voluntário e eletricamente eliciado), o caminho do estímulo neuromuscular é por meio do mesmo nervo. Assim, as diferentes relações de atividade muscular evidenciam que o controle neuromuscular tem uma natureza complexa.

Os três músculos apresentam ações equivalentes nas condições experimentais. Nota-se que para todos os músculos a menor atividade é observada durante a EEMN. Além disso, destaca-se que os gastrocnêmios não são diferentes durante as condições de ação voluntária; enquanto que o SOL apresenta maior atividade durante a condição CVIM+EENM. Desta forma, apesar de manter o mesmo nível de torque, quando se compara CVIM e CVIM+EENM, o nível de atividade muscular é alterado. Curiosamente, mesmo com o aumento da atividade do SOL e manutenção da atividade dos GL e GM, o nível de torque na CVIM+EENM não muda. Ou seja, evidencia-se a presença de um mecanismo regulatório que mantém, mesmo na presença de maior atividade do SOL, o mesmo nível de torque.

O quadro encontrado ao analisar os resultados sugere que para manter o mesmo objetivo

da tarefa (realizar o mesmo nível de torque máximo) adaptações são geradas no sistema neuromuscular. A origem destas adaptações pode ser tanto no sistema nervoso central ou periférico. Exclui-se a possibilidade de ser uma adaptação puramente central porque se mantém (mantém-se) o mesmo tipo de objetivo da tarefa nas condições CVIM e EENM. Desta forma, as adaptações podem ter origem em reflexos medulares ou mesmo em modulações tônicas causadas pelo sistema nervoso periférico.

Em relação à pergunta inicial deste trabalho, verifica-se que o efeito da sobreposição de estímulos provoca respostas diferenciadas na atividade muscular e no torque articular. Tais resultados indicam a complexidade do controle neuromuscular e sua ampla capacidade de adaptação às condições adversas. Para testar as possíveis fontes de adaptação, o próximo passo deste trabalho

é analisar mais detalhadamente o sinal eletromiográfico, por meio de análises que abordem o desempenho do *common drive* (DE LUCA; ZEYNEP, 2002) durante uma sinergia muscular e de variações na forma como o estímulo elétrico pode ser aplicado (GREGORY, DIXON, BICKEL, 2007).

A EENM isolada, com os parâmetros da corrente adotados, não é um recurso eficaz em programas de tratamento e treino de músculos e inervação saudáveis, já que essa produz um torque abaixo do esperado, além de um grande desconforto. Porém essa pode ser usada no tratamento de músculos hipotróficos ou com inervação alterada (HAINAUT; DUCHATEAU, 1992), já que preserva as propriedades do músculo e, em alguns casos, gera força que não é possível através da contração voluntária.

---

**ABSTRACT:** The aim of this study is to analyze the effect of neuromuscular electrical stimulation (NMES) on myoelectrical activity and on joint torque during isometric plantar flexion contraction. Ten healthy young adult subjects participate in this study. The electrodes for NMES are placed along posterior thigh along sciatic nerve trajectory. It is measured the myoelectrical activity and the isometric torque generated by ankle plantar flexion with an isokinetic dynamometer. The conditions of isometric contractions are maximum isometric voluntary contraction (MIVC), NMES, and association of both (MIVC+NMES). The results show lower torque during NMES and larger SOL activity compare to the others. Besides, in order to keep the same objective task (to produce the same level of torque), neuromuscular adaptations are necessary on the common drive.

**KEYWORDS:** Neuromuscular electrical stimulation. Motor control. Synergy.

---

## REFERÊNCIAS

- BABAULT, N.; POUSSON, M.; BALLAY, Y.; HOECKE J. V. Activation of human quadriceps femoris during isometric, concentric, and eccentric contractions. **J App Physiol.**, v. 80: p. 2628-2634, 2001.
- CHOU, L. W.; BINDER-MACLEOD, S. A. The effects of stimulation frequency and fatigue on the force-intensity relationship for human skeletal muscle. **Clin Neurophysiol.** v. 118, n. 6, p. 1387-96, 2007.
- DE LUCA, C. J.; ZEYNEP, E. "Common drive in motor units of a synergistic muscle pair". **Journal Neurophysiol.**, v. 87: p. 2200-2204, 2002.
- GREGORY, C. M.; DIXON, W., BICKEL, C. S. Impact of varying pulse frequency and duration on muscle torque production and fatigue. **Muscle Nerve.** v. 35 n. 4: p. 504-9, 2007.
- HAINAUT, K.; DUCHATEAU, J. Neuromuscular electrical stimulation and voluntary exercise. **Sports Med.** v. 14, n. 2, p. 100-3, 1992.
- LYONS, G. M.; LEANE, G. E.; CLARKE-MOLONEY, M.; O'BRIEN, J. V.; GRACE, P. A. An investigation of the effect of electrode size and electrode location on comfort during stimulation of the gastrocnemius muscle. **Med Eng Phys.** v. 26, n. 10: p. 873-8, 2004.

PAILLARD, T.; NOÉ, F; PASSELERGUE, P.; DUPUI, P. Electrical stimulation superimposed onto voluntary muscular contraction. **Sports Med.** v. 35, n. 11, p. 951-66, 2005.

ROBINSON, A. J. “A estimulação elétrica neuromuscular no controle da postura e do movimento”. In: ROBINSON, A. J.; SNYDER-MACKLER, L. Eletrofisiologia Clínica: eletroterapia e teste eletrofisiológico. 2ª ed. Ed. **ArtMed.**, 2001, p. 148-193.

SWEARINGEN, J. V. “Estimulação elétrica para aprimorar e restabelecer a performance muscular”. In: NELSON, R.M.; HAYES, K. W.; CURRIER, D. P. Eletroterapia clínica. 3ª ed. Ed. Manole, 2003, p. 143-181.

THORSEN, R. A.; OCCHI, E.; BOCCARDI, S.; FERRARIN, M. Functional electrical stimulation reinforced tends effect controlled by myoelectric activity from wrist extensors. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v. 43, n. 2, p. 247-255, 2006.