



ConScientiae Saúde

ISSN: 1677-1028

conscientiaesaude@uninove.br

Universidade Nove de Julho

Brasil

Silva, Soraia Micaela; Ferrari Corrêa, João Carlos; Soares Amaral, Tatiane; Nunes Pereira, Henrique Ângelo; Cândido Jerônimo, Jéssica; Malosá Sampaio, Luciana Maria; Ishida Corrêa, Fernanda  
Estudo da fadiga muscular pela eletromiografia e força muscular, após dois protocolos de estimulação elétrica funcional

ConScientiae Saúde, vol. 9, núm. 2, 2010, pp. 220-226

Universidade Nove de Julho

São Paulo, Brasil

Disponível em: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=92915260008>

- Como citar este artigo
- Número completo
- Mais artigos
- Home da revista no Redalyc

redalyc.org

Sistema de Informação Científica

Rede de Revistas Científicas da América Latina, Caribe, Espanha e Portugal

Projeto acadêmico sem fins lucrativos desenvolvido no âmbito da iniciativa Acesso Aberto

# Estudo da fadiga muscular pela eletromiografia e força muscular, após dois protocolos de estimulação elétrica funcional

## *Study of muscle fatigue by electromyography and muscle strength after two protocols of functional electrical stimulation*

Soraia Micaela Silva<sup>1</sup>; João Carlos Ferrari Corrêa<sup>2</sup>; Tatiane Soares Amaral<sup>1</sup>; Henrique Ângelo Nunes Pereira<sup>1</sup>; Jéssica Cândido Jerônimo<sup>1</sup>; Luciana Maria Malosá Sampaio<sup>2</sup>; Fernanda Ishida Corrêa<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Discentes do curso de Fisioterapia – Uninove/São Paulo, SP – Brasil.

<sup>2</sup>Docentes do Programa de Mestrado em Ciências da Reabilitação – Uninove/São Paulo, SP – Brasil.

<sup>3</sup>Docente do curso de Fisioterapia – Uninove/São Paulo, SP – Brasil.

### Endereço de correspondência

Fernanda Ishida Corrêa  
Av. Francisco Matarazzo, 612, Água Branca  
05001-100 – São Paulo – SP [Brasil]  
fecorrea@uninove.br

### Resumo

**Introdução:** São necessários treino e parâmetros específicos a fim de evitar a fadiga no treinamento com estimulação elétrica funcional. **Objetivo:** Verificou-se o aparecimento da fadiga muscular em pacientes, pós AVE, para melhor compreender um parâmetro de estimulação elétrica, a frequência. **Métodos:** Analisou-se o comportamento da fadiga muscular usando-se a frequência mediana e avaliou-se a contração voluntária máxima isométrica do músculo bíceps braquial hemiparético de 18 indivíduos, em sete momentos. Utilizou-se uma corrente quadrada e bifásica, com t<sup>on</sup> de 10 s., e t<sup>off</sup> de 30 s., e frequência variável de 50 Hz (protocolo 1) e 2.000Hz (protocolo 2). **Resultados:** Foi observado que não houve diferença estatisticamente significativa (p<0,05) entre os protocolos 1 e 2; não sendo registrada diferença no período imediatamente pós-terapia. **Conclusões:** Pelas ferramentas de mensuração utilizadas, eletromiografia e força muscular, não foi possível detectar o aparecimento da fadiga muscular com os dois protocolos de estimulação elétrica funcional utilizados.

**Descritores:** Ácido lático; AVE; Estimulação elétrica; Fadiga muscular.

### Abstract

**Introduction:** Training and specific parameters in order to avoid fatigue in training by functional electrical stimulation are necessary. **Objective:** It was verified the onset of the muscular fatigue in hemiparetic patients, post stroke, in the intention of better understanding of parameters of electric stimulation, the frequency. **Methods:** The behavior of muscle fatigue was analyzed by median frequency and the maximum voluntary isometric contraction of brachialis biceps of 18 hemiparetic individuals was evaluated, in times. We used a square current and biphasic, with t<sup>on</sup> 10 s., and t<sup>off</sup> 30 seconds, and variable frequency of 50 Hz (protocol 1) and 2000Hz (protocol 2). **Results:** It was observed that it did not have statistical significant difference (p <0.05) between protocols 1 and 2, neither difference was recorded in the period immediately after therapy. **Conclusion:** For the measurement tools used, electromyography and muscle strength, was not possible to detect the onset of muscle fatigue, with the two protocols of functional electrical stimulation used.

**Key words:** Electric stimulation; Lactic acid; Muscle fatigue; Stroke.

## Introdução

O Acidente Vascular Encefálico (AVE), considerado a terceira causa de morte nos Estados Unidos e por um terço de óbitos no Brasil, é uma doença vascular caracterizada por um déficit neurológico focal, repentino e não convulsivo determinado por lesão cerebral consequente a um mecanismo vascular não traumático, por embolia arterial ou venosa, cursando com isquemia ou hemorragia encefálica<sup>1</sup>. A síndrome mais comumente observada após um AVE, Síndrome do Neurônio Motor Superior, é causada pelo infarto no território de irrigação da artéria cerebral média, levando ao acometimento do neurônio motor superior e de suas vias e conexões<sup>2,3</sup>.

As sequelas deixadas pelo AVE são variáveis e incluem alterações sensitivas, cognitivas e motoras, como fraqueza muscular<sup>4</sup>, espasticidade, padrões anormais de movimento<sup>5</sup>, levando, inclusive, ao descondicionamento físico, abrangendo a fadiga muscular<sup>2,6</sup>.

Vários estudos<sup>7,8,9</sup> têm utilizado a estimulação elétrica funcional (FES) para diminuir essas alterações, mas os parâmetros para otimizar a força, enquanto simultaneamente minimizam a fadiga, não são tão bem conhecidos.

A FES é uma técnica que tem como base a produção da contração por meio da estimulação elétrica, que despolariza o nervo motor, produzindo uma resposta sincrônica em todas as unidades motoras do músculo. Esse sincronismo promove a contração eficiente, mas é necessário treinamento específico, a fim de evitar a fadiga precoce que impediria a utilização funcional do método com objetivos reabilitacionais<sup>10</sup>.

Nos regimes de treinamento existe uma relação direta entre a intensidade de contração, produzida eletricamente, e o aumento da força muscular. Quanto maior a intensidade tolerada, maior o número de unidades motoras recrutadas e maior a profundidade de ativação a partir dos eletrodos de superfície<sup>11</sup>. Além disso, sobretudo quando se objetiva o fortalecimento muscular, os controles de frequência (taxa de repetição de trens de pulso) são essenciais, já que a contra-

ção estimulada contínua do músculo esquelético leva a uma fadiga muscular muito rápida, o que implica queda da força gerada<sup>2,8,9,10</sup>.

Não é possível a obtenção de um movimento funcional de um membro parcialmente paralisado por um simples pulso elétrico; faz-se necessário uma série de estímulos com certa duração, seguida por uma frequência apropriada de repetição. Essa sequência de estímulos recebe o nome de trem de pulsos<sup>2,7,12</sup>.

Como evidências<sup>10,12</sup>, alguns autores sugerem que altas forças contráteis são necessárias para aumentar a força muscular (isto é, treinar o músculo efetivamente). A geração desses níveis de contração apenas pode ser efetivada usando-se altas intensidades de estimulação. Contudo, esse tipo de contração é muito fatigante, levando a uma rápida queda de força, caso a frequência de estimulação não seja corretamente estabelecida. O objetivo das aplicações de estimulação elétrica, quando se procura o fortalecimento muscular, é atingir o máximo de intensidade tolerável nas contrações. À medida que se continua o programa terapêutico, a amplitude de estimulação deve ser aumentada gradualmente até que o limiar motor seja alcançado e excedido<sup>10</sup>.

Por tudo isso, nos programas de estimulação elétrica, sobretudo quando se objetiva o fortalecimento muscular sem o aparecimento da fadiga muscular, o controle da frequência é essencial.

Tem sido sugerido pela literatura<sup>2,8,9,10</sup> que ao utilizar uma alta frequência (2.000 Hz), com trem de pulsos de cerca de 50 Hz, pode-se atingir intensidade de contração maior, por ser essa frequência melhor tolerada pelos pacientes, atingindo, assim, um maior número de unidades motoras recrutadas, mais profundidade de ativação e, conseqüentemente, um aumento da força muscular. Esse entendimento contradiz os estudos de Doucet e Griffin<sup>2</sup>, que relataram que frequências variáveis com o tempo, em torno de 20 a 40 Hz, são mais efetivas para manter a força, quando comparadas às contínuas, e, portanto, possibilitam o adiamento da fadiga precoce em pacientes pós AVE.

No intuito de melhor compreender um desses parâmetros de estimulação elétrica, a frequência, neste estudo, objetivou-se verificar o aparecimento da fadiga muscular em indivíduos hemiparéticos, decorrentes do AVE, utilizando-se da eletromiografia e da força muscular como ferramentas de mensuração, pós-utilização da terapia por estimulação elétrica funcional com dois protocolos de estimulação diferentes.

## Material e métodos

### Amostra:

Após cálculo estatístico da amostra ( $n=18$ ), foi realizada a triagem dos indivíduos portadores de hemiparesia, em decorrência de AVE, no Ambulatório de Neurologia da Universidade Nove de Julho, sendo avaliados 29 pacientes, com idade entre 35 a 50 anos. Não apresentarem nenhum comprometimento associado que contraindique o uso da estimulação elétrica, distúrbios de coagulação e distúrbio cognitivo que leve a uma dificuldade de compreensão foram os critérios de inclusão dos participantes.

A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa (Processo nº. 08/155878). Todos os voluntários foram informados sobre os procedimentos e consentiram em participar do estudo assinando o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, conforme Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

### Procedimento/Protocolo:

Realizou-se um estudo transversal, cego e cruzado, no qual se analisaram 18 sujeitos portadores de hemiparesia em decorrência de AVE.

O trabalho foi iniciado com a triagem dos pacientes, conforme critérios de inclusão e exclusão. Ao finalizar a fase informativa (termo de consentimento), foi dada ao voluntário uma orientação, sobre as atividades a serem executadas durante a coleta dos dados, bem como da finalidade do trabalho.

## Programa de fortalecimento muscular pela FES

O programa de fortalecimento muscular sobre o ponto motor do músculo bíceps braquial foi realizado por estimulação elétrica funcional, utilizando-se um aparelho portátil FES VIF 475, da marca QUARK, que emite uma corrente quadrada e bifásica, período *on time* de 10 segundos, período *off time* de 30 segundos, três séries de 15 contrações (repetições), com intervalo de 60 segundos entre cada série, e a variável deste estudo, a frequência de estimulação de 50 Hz (protocolo 1) e 2.000 Hz (protocolo 2). Entre cada uma das sessões (protocolos) foi utilizado um intervalo de tempo de uma semana para o repouso.

## Eletromiografia

Foram utilizados um eletromiógrafo, um módulo condicionador de sinais e um par de eletrodos de superfície. Os componentes do sistema de aquisição de sinais, eletrodos, foram conectados ao módulo condicionador, no qual os sinais analógicos, amplificados em dez vezes são amplificados novamente, com um ganho de 100 vezes, totalizando, portanto, um ganho final de mil, e filtrados com filtro passa banda de 10 Hz a 500 Hz. Um par de eletrodos de superfície do tipo ativo, bipolar, diferencial e razão do modo comum de rejeição igual a 80 dB, foi colocado sobre o ponto motor do músculo bíceps braquial (BB), conforme recomendações do Projeto SENIAM (*Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*).

Neste estudo, para analisar o comportamento da fadiga muscular, utilizou-se a frequência mediana (FM) do espectro de potência. A FM é definida como a frequência dividida pelo espectro da densidade da potência dentro de duas regiões de igual potência<sup>13</sup>. Com o auxílio da FM foi obtido o coeficiente angular (CA) que é o ângulo formado entre o eixo da abscissa e a linha de regressão linear (índice de fadiga), obtida pelo teste de Pearson para a FM dos músculos analisados.

## Força muscular

Para a execução da avaliação muscular, posicionou-se o paciente sentado em uma cadeira com encosto, pés levemente separados e apoiados no solo, com as articulações do ombro e cotovelo em flexão de 90°, em que se realizou a flexão do cotovelo sob resistência na sua capacidade máxima de força, coletado por meio da célula de carga em Kg/força.

## Análise estatística

Foi aplicado o teste de Kolmogorov-Smirnov, observando-se distribuição normal para todos os dados. Adotou-se nível de significância de 5%, sendo estabelecido um  $\alpha$  de 0,05 e um  $\beta$  de 0,20.

Como os dados foram paramétricos, o teste "t" Student foi utilizado para comparar a média dos dados entre os dois protocolos, bem como o teste de comparação múltipla de médias DHS de Tukey na presença de significância para análise entre postos. O pacote estatístico utilizado foi o *Instat*.

## Resultados

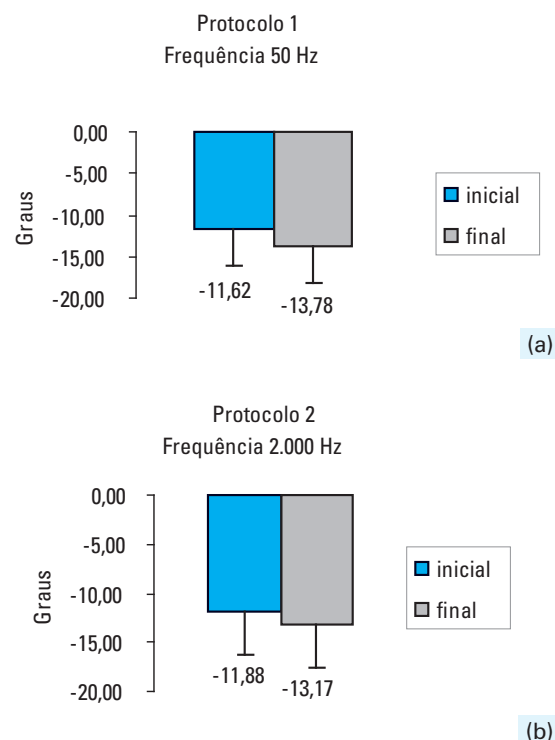
Da amostra inicial composta por 29 pacientes, foram selecionados 18 sujeitos portadores de hemiparesia em decorrência de AVE. Os 11 restantes foram excluídos, quatro por apresentarem doenças associadas que contraindicavam o uso da estimulação elétrica; três por terem episódios de internação nas últimas quatro semanas que antecederam a avaliação e três por não comparecerem na data da avaliação.

Os voluntários eram adultos, com idade entre 35 e 50 anos, sendo 10 do sexo masculino, e oito, do feminino, com média de idade semelhante entre os gêneros, com massa e altura de 85,6 Kg e 1,77 cm para o gênero masculino, e 65,16 kg e 1,59 cm, para o feminino.

Para os resultados médios e respectivos desvios-padrão dos coeficientes angulares (CA), foram analisados e comparados os valores ini-

ciais com os finais, pré e pós-estimulação elétrica funcional, respectivamente, em cada protocolo (Figura 1).

Analizando o CA inicial e final do músculo bíceps braquial, durante a flexão isométrica de cotovelo, para o protocolo 1 (Figura 1A), pode-se observar que o CA final obteve um valor maior em relação ao inicial,  $-13,78 \pm 4,45$  e  $-11,62 \pm 4,58$  ( $p=0,21$ ), nesta ordem; já para o pro-

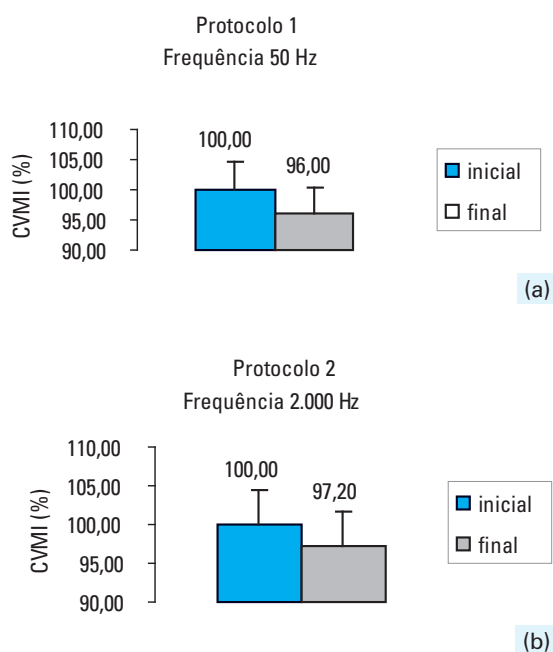


**Figura 1:** Coeficiente angular inicial e final da frequência mediana no músculo bíceps braquial, após terapia por estimulação elétrica funcional para os protocolos 1 (A) e 2 (B)

coloco 2 (Figura 1B) o valor final e o inicial foram  $-13,17 \pm 4,40$  e  $-11,88 \pm 4,47$  ( $p=0,44$ ), respectivamente. Verificou-se que não houve diferença estatisticamente significativa entre os protocolos 1 e 2 ( $p<0,05$ ).

O torque gerado da contração dos músculos flexores de cotovelo foi medido na articulação fixada a 60° de flexão, para cada protocolo. Foram solicitados aos pacientes três desempe-

nhos de 2 a 3 segundos de contração voluntária máxima isométrica (CVMI), separados por um período de 2 minutos de repouso. O melhor valor obtido das três tentativas foi definido como a CVMI (Figura 2).



**Figura 2:** Contração voluntária máxima isométrica (CVMI), expressa em porcentagem, dos músculos flexores de cotovelo antes (inicial) e imediatamente após (final) o protocolo 1 (A) e 2 (B) da estimulação elétrica funcional

A não redução da CVMI dos músculos flexores do cotovelo foi associada a não diminuição significativa da frequência mediana (EMG) do músculo bíceps braquial, para ambos os protocolos. Esses resultados sugerem não existir o aparecimento de fadiga central<sup>14</sup>.

## Discussão

O principal objetivo neste estudo foi compreender melhor dois protocolos de frequência de estimulação elétrica, verificando a possibilidade do aparecimento da fadiga muscular em

sujeitos hemiparéticos, decorrentes de AVE, utilizando-se da eletromiografia e da força muscular, como ferramentas de mensuração pós-utilização da terapia por estimulação elétrica funcional com dois protocolos de estimulação diferentes.

De acordo com os resultados, pode-se afirmar que, pelas ferramentas de mensuração utilizadas neste estudo, eletromiografia e força muscular, não foi possível detectar o aparecimento da fadiga muscular do músculo bíceps braquial com os dois protocolos de estimulação elétrica funcional utilizados (50 e 2.000 Hz).

O músculo esquelético é composto por diferentes tipos de fibras. Sua estrutura histológica possui fibras musculares rápidas, lentas e ainda outras com características intermediárias. Os músculos que reagem rapidamente são compostos, em sua maioria, por fibras rápidas (tipo II) com um número reduzido de fibras lentas (tipo I). Ao contrário, os que respondem de forma lenta com contrações longas, são compostos por uma maioria de fibras lentas. As fibras musculares rápidas apresentam grande quantidade de enzimas glicolíticas, menor número de mitocôndrias e suprimento sanguíneo menos extenso, visto que o metabolismo oxidativo tem importância secundária<sup>15, 16</sup>.

As características metabólicas desses diferentes tipos de fibras exercem importante influência na fadiga muscular. A eletroestimulação crônica em músculos esqueléticos é capaz de provocar alterações importantes no perfil metabólico das fibras musculares, convertendo as que mostram características do tipo II em tipo I, pelo aumento no volume mitocondrial, pelo crescimento capilar, pela densidade capilar e pelo suprimento de oxigênio. Dessa forma, esse recurso terapêutico aumenta a capacidade aeróbica oxidativa e a resistência à fadiga dos músculos isquêmicos<sup>11, 16</sup>. Provoca, ainda, alterações na atividade das enzimas oxidativas, associada com a redução na atividade enzimática glicolítica<sup>15, 16</sup>.

A fadiga surge após os exercícios em que se acumularam quantidades máximas de ácido lático, e a recuperação plena implica na remoção



desse ácido tanto do sangue quanto dos músculos esqueléticos que estiveram ativos durante o período precedente aos exercícios<sup>17</sup>.

O ácido lático acumulado no sangue e nos músculos durante o exercício aeróbio e anaeróbio é removido durante o período de recuperação. A velocidade dessa remoção depende do fato de o indivíduo permanecer em repouso ou realizar um exercício leve (30 a 65% do VO<sub>2</sub> Max.), durante a recuperação (exercício-recuperação). O ácido lático é removido mais rapidamente no decorrer do exercício-recuperação, e o seu destino principal é a oxidação, que é processada, principalmente, no músculo esquelético, ocorrendo também nos tecidos cardíaco, renal, hepático e cerebral e através do sistema tampão<sup>17</sup>.

O mesmo resultado, recuperação (exercício-recuperação), pode-se observar por meio da análise do coeficiente angular da frequência mediana do espectro de potência, os quais não apresentaram diferenças estatisticamente significantes.

A EMG de superfície é um método não-invasivo para avaliar a atividade muscular *in situ*, durante o exercício, tendo sido usada e validada para exercícios dinâmicos<sup>18</sup>. Sua principal vantagem, nesse caso, é que a atividade muscular (especialmente a excitação e a fadiga muscular) pode ser acompanhada durante o teste sem interromper a tarefa, além de seus parâmetros de superfície refletir fatores centrais e periféricos do recrutamento da unidade motora durante o exercício<sup>19</sup>.

A literatura mostra que a ativação do músculo por meio da eletroestimulação neuromuscular estimula primeiramente as fibras musculares do tipo IIb – fibras “brancas” de contração rápida, glicolíticas que possuem poucas redes de capilares e poucas mitocôndrias –, utilizando principalmente o metabolismo anaeróbio para a produção de energia, e assim, realizar a contração muscular. A utilização do metabolismo anaeróbio para a síntese de ATP (Trifosfato de Adenosina) aumenta a produção de ácido lático.

Quando essa produção é maior que sua reabsorção, ocorre o fenômeno chamado acido-se metabólica, que promove uma redução das

reações enzimáticas, gerando a diminuição da liberação de cálcio, que estimula a troponina e tropomiosina, não ocorrendo a formação da ponte cruzada. Por esse motivo, os filamentos de miosina não se interligam com os de actina para realizar a contração muscular, ou seja, gerando a fadiga muscular<sup>20, 21</sup>.

Considerando as pesquisas já efetivadas, inclusive em portadores de hemiparesia, com resultados positivos para fortalecimento, que reportam 50 Hz como frequência ideal de estimulação para a maximização do treinamento de força muscular<sup>20, 21, 22</sup>, buscou-se neste trabalho investigar dois diferentes protocolos de eletroestimulação, com diferentes parâmetros de frequência 50 e 2.000 Hz. Ambos mostraram-se eficazes, pois todos os pacientes que participaram do estudo não apresentaram diminuição da frequência mediana ou manifestações de fadiga muscular (queda da força muscular).

Contudo, no estudo de Pires<sup>23</sup>, em que se analisou o efeito da estimulação elétrica com duas frequências diferentes, baixa (50 Hz) e média frequência (2.000 Hz), avaliando a fadiga pela eletromiografia, os dados mostraram que o grupo estimulado com a baixa frequência gerou mais fadiga muscular que o estimulado com a média; portanto, a EENM com corrente de média frequência mostrou-se mais vantajosa, nesse estudo.

## Conclusão

Pode-se afirmar que, pelas ferramentas de mensuração utilizadas neste estudo, eletromiografia e força muscular, não foi possível detectar o aparecimento da fadiga muscular do músculo bíceps braquial, com os dois protocolos de estimulação elétrica funcional utilizados (50 e 2.000 Hz).

Em razão dos resultados obtidos, e diante da importância da estimulação elétrica como coadjuvante na melhora funcional dos pacientes hemiparéticos, com aumento da amplitude de movimento, diminuição da espasticidade e

aumento de força muscular, fazem-se necessários mais trabalhos em busca de protocolos seguros. Assim sugere-se uma continuidade deste estudo, com alteração do músculo e atividade funcional eliciada pela estimulação elétrica, bem como aprimoramento da ferramenta de mensuração e detecção da fadiga muscular.

## Referências

- Ladeia ML, Guimarães AC. Doença Cerebrovascular. *Rev Neuropsiquiatria*. 2003;6(1):54-61.
- Doucet BM, Griffin L. Variable stimulation patterns for poststroke hemiplegia. *Muscle Nerve*. 2009;39(1):54-62.
- Carr JH, Shepherd RB, Ada L. Spacity: research findings and implication for intervention. *Physiotherapy*. 1995;81(8):485-94.
- Teixeira-Salmela LF, Olney SJ, Nadeau S, Brouwer B. Muscle strengthening and physical conditioning to reduce impairment and disability in chronic stroke survivors. *Arch Phys Med Rehabil*. 1999; 80:1211-8.
- Canning CG, Ada L, O'Dwyer NJ. Abnormal muscle activation characteristics associated with loss of dexterity after stroke. *J Neurological Sci*. 2000; 176:45-56.
- Allen DG. Fatigue in working muscles. *J Appl Physiol*. 2009;106(2):378-84.
- Gauche E, Couturier A, Lepers R, Michaut A, Rabita G, Hausswirth C. Neuromuscular fatigue following high versus low-intensity eccentric exercise of biceps brachii muscle. *J Electromyogr Kinesiol*. 2009 Feb 11. [E-pub ahead of print].
- Vassilakos G, James RS, Cox VM. Effect of stimulation frequency on force, net power output, and fatigue in mouse soleus muscle in vitro. *Can J Physiol Pharmacol*. 2009; 87(3):203-10.
- Braz GP, Russold M, Smith RM, Davis GM. Efficacy and stability performance of traditional versus motion sensor-assisted strategies for FES standing. *J Biomech*. 2009 Apr 4. [E-pub ahead of print].
- Durfee WK. Electrical stimulation for restoration of function. *Neuro Rehabilitation*. 1999; 12:53-62.
- Lianza, S. Estimulação Elétrica Funcional: Tese de livre Docência. Universidade Federal do Rio de Janeiro, 1990.
- Mount J, Dacko S. Effects of dorsiflexor endurance exercises on foot drop secondary to multiple sclerosis: A pilot study. *NeuroRehabilitation*. 2006; 21:43-50.
- Gosselin N, Matecki S, Poulain M, Ramonatxo M, Ceugniet F, Préfaut C, VARRAY A. Electrophysiologic changes during exercise testing in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Muscle & Nerve*. 2003; 27:170-9.
- Gandevia SC. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol. Rev*. 2001; 81:1725-89.
- Guyton AC, Hall JE. Contração do músculo esquelético. Guyton AC, Hall JE. *Tratado de fisiologia médica*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2002. cap. 6. p. 63-74.
- Hamilton MT, Booth FW. Skeletal muscle adaptation to exercise: a century of progress. *J Appl Physiol*. 2000; 88:327-31.
- Filus R. O efeito do tempo de rodízios entre postos de trabalho nos indicadores de fadiga muscular – O ácido láctico. Dissertação de mestrado apresentada no curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. Universidade federal do Paraná (Curitiba) 2006.
- Corrêa JCF, Corrêa FI, Oliveira CS. Functional implication of the gait of stroke patient. *Motor Control*. 2007;11:239-40.
- Dousset E, Steinberg JG, Balon N, Jammes Y. Effects of acute hypoxemia on force and surface EMG during sustained hand grip. *Muscle & Nerve*. 2001; 24:364-71.
- Schuster RC, Sant CR, Dalbosco V. Efeitos da estimulação elétrica funcional (FES) sobre o padrão de marcha de um paciente hemiparético. *Acta Fisiatr*. 2007;14(2):82-6.
- Nunes LCBG, Quevedo AAF. Efeitos da eletroestimulação neuromuscular no músculo tibial anterior de pacientes hemiparéticos espásticos. [dissertação de mestrado]. Universidade Estadual de Campinas, 2004.
- Borrani F, Malatesta D, Candau R. Is a progressive recruitment of muscle fibers required for the development of the slow component of VO2 kinetics? *J Appl Physiol*. 2008;105(2):575-80.
- Pires KF. Análise dos efeitos de diferentes protocolos de eletroestimulação neuromuscular através da frequência mediana. *Rev Bras Ciênc Mov*. 2004;12(2):25-8.