

Northumbria Research Link

Citation: Silva Correa, Celiton, Wilhelm, Eurico N. and Silveira Pinto, Ronei (2010) Procedimentos e aspectos necessários para a análise da relação força/EMG do músculo quadríceps femoral avaliado em condição isométrica e dinâmica. Revista de Educação Física - Escola de Educação Física do Exército, 79 (150). pp. 25-33. ISSN 0102-8464

Published by: Brazilian Army Center for Physical Training

URL:

This version was downloaded from Northumbria Research Link: <http://nrl.northumbria.ac.uk/42540/>

Northumbria University has developed Northumbria Research Link (NRL) to enable users to access the University's research output. Copyright © and moral rights for items on NRL are retained by the individual author(s) and/or other copyright owners. Single copies of full items can be reproduced, displayed or performed, and given to third parties in any format or medium for personal research or study, educational, or not-for-profit purposes without prior permission or charge, provided the authors, title and full bibliographic details are given, as well as a hyperlink and/or URL to the original metadata page. The content must not be changed in any way. Full items must not be sold commercially in any format or medium without formal permission of the copyright holder. The full policy is available online: <http://nrl.northumbria.ac.uk/policies.html>

This document may differ from the final, published version of the research and has been made available online in accordance with publisher policies. To read and/or cite from the published version of the research, please visit the publisher's website (a subscription may be required.)



UniversityLibrary



Northumbria
University
NEWCASTLE

ARTIGO ORIGINAL

PROCEDIMENTOS E ASPECTOS NECESSÁRIOS PARA A ANÁLISE DA RELAÇÃO FORÇA/EMG DO MÚSCULO QUADRICEPS FEMORAL AVALIADO EM CONDIÇÃO ISOMÉTRICA E DINÂMICA**Issues and procedures required for analyze the relation between strength and EMG of the quadriceps muscle evaluated in dynamic and isometric conditions**Cleiton Silva Correa¹; Eurico Nestor Wilhelm Neto¹; Ronei Silveira Pinto¹¹Laboratório de Pesquisa do Exercício, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brasil

Resumo: A eletromiografia (EMG) tem sido utilizada como um recurso relacionado a intervenções clínicas, bem como no controle das adaptações decorrentes do treino físico, sobretudo da força muscular. A atividade elétrica muscular permite a investigação de quais músculos são utilizados em determinado movimento, o nível de ativação muscular durante a evolução do movimento, a intensidade e duração da solicitação muscular. Devido à grande utilidade do estudo do sinal elétrico muscular e sua complexa relação com a produção de força, tanto em relação aos aspectos fisiológicos e não fisiológicos quanto aos procedimentos necessários para coleta do sinal EMG em atividade dinâmica e isométrica realizou-se esta revisão. Portanto, o sinal EMG apresenta relação com a produção de força dos músculos extensores do joelho. Esta relação está melhor referida em avaliações isométricas do que em condições dinâmicas, o que estimula a uma maior produção científica nessa área a fim de melhor entender e explicar a relação da contração dinâmica, a produção de força e alterações no sinal EMG e ainda aperfeiçoar sua aplicabilidade não apenas em âmbito científico, mas também clínico, uma vez que as atividades dinâmicas assemelham-se com os gestos esportivos e nas atividades da vida diária.

Palavras-chave: Eletromiografia, Músculo quadriceps, Força Muscular, Contração Isométrica, Força/EMG.

Abstract: The electromyography (EMG) has been used as a resource related to clinical interventions, as well as control of the adjustments resulting from physical training, especially the muscular strength. The muscular electrical activity allows the investigation of which muscles are used in a motion, the level of muscle activation during the course of movement, intensity and duration of muscular demand. Due to the great usefulness of the study of muscle electrical signal and its complex relationship with the force production, both the relation to physiological and non physiological aspects as well as the procedures needed for the collection of EMG signal in isometric and dynamic activity took place this review. Therefore, the EMG signal presents relation with the strength production of the knee extensor muscles. This relationship has been better demonstrated in isometric assessments than in dynamic conditions, what stimulates further scientific production in this area to better understand and explain the relationship of the contraction dynamics, the production of force and changes in EMG signal and improve their applicability not only in the scientific scope, but in clinical tool, since the dynamic activities are similar to the sports gestures and activities of daily living.

Keywords: Electromyography, Quadriceps Muscles, Muscle Strength, Isometric Contraction, Force/EMG.

Aceito em 09/12/2010 - Revista de Educação Física 2010 Dez; 150:25-33. Rio de Janeiro - Brasil

INTRODUÇÃO

A eletromiografia (EMG) pode ser definida como um método de registro dos potenciais elétricos gerados nas fibras musculares durante suas contrações, podendo oferecer informações a respeito do comportamento do sistema neuromuscular ^(1, 2, 3).

A EMG tem sido utilizada como um recurso relacionado a intervenções clínicas, bem como no controle das adaptações decorrentes do treino físico, sobretudo de força muscular. O aumento da ativação muscular ocorrido após a realização de um programa de treino de força parece ter sido avaliado pela primeira vez em 1957, pelos inves-

tigadores Friedebold e colaboradores. Posteriormente, vários estudos da mesma natureza foram realizados por outros investigadores, sobretudo a partir das décadas de 70 e 80. A EMG, enquanto técnica, consiste na coleta, processamento e posterior quantificação da atividade elétrica desenvolvida num músculo a partir da estimulação voluntária ou involuntária de um conjunto de unidades motoras (UMs) específicas ^(4,5).

Na biomecânica, o registro da atividade eletromiográfica permite a investigação de quais músculos são utilizados em determinado movimento, o nível de ativação muscular durante a evolução do movimento, a intensidade e duração da solicitação muscular e também fornece indí-

na das fibras musculares e, assim, os sinais elétricos do tecido muscular⁽²⁰⁾. A produção de força, a amplitude do potencial de ação adquirido extracelularmente é determinada pela área de secção transversal da fibra, porém existe a inconveniência desse sinal ser influenciado pela diferença de velocidades de condução do potencial de ação ao longo da fibra. Está bem definido também que a atividade elétrica no músculo é determinada pelo número de fibras musculares recrutadas e sua frequência média de excitação, os mesmos fatores que determinam a força muscular⁽²⁾.

A existência da relação entre sinal EMG e a força produzida durante os eventos de contração muscular é aplicada no contexto de quanto mais longa a duração do PAUM, maior é a porcentagem de aumento na amplitude de EMG causada pela sincronização. Especificamente, a frequência de ativação das UMs parece ter um papel mais evidenciado em pequenos músculos, enquanto o recrutamento tem maior influência por toda a amplitude de força contrátil em grandes músculos de composição de fibras mista⁽²¹⁾.

COLETA DO SINAL EMG EM CONDIÇÕES ISOMÉTRICAS E DINÂMICAS

A aplicação de EMG no estudo da força muscular tem sido feita com êxito em contrações isométricas ou em condições específicas de contrações dinâmicas^(2, 22, 23). É bem documentado na literatura que em condições isométricas a magnitude do sinal EMG apresenta uma razoável estimativa de força exercida pelo músculo. Apesar disso a investigação da EMG em exercício dinâmico tem maior relevância pela semelhança das condições dinâmicas no desporto e nas atividades de vida diária⁽³⁾. Basmajian e De Luca⁽¹⁾ relatam que a relação entre a intensidade do sinal EMG e a força aferida normalizada do músculo, durante uma contração isométrica, possui particularidades como uma considerável variação intersujeitos que é dependente do músculo e apresenta uma relação quase linear para pequenos músculos (a exemplo músculos do carpo) e não-linear para os grandes músculos tanto de membros superiores quanto de inferiores.

Embora isso ocorra, essa relação durante o

exercício dinâmico ainda não está bem estabelecida na literatura⁽²⁴⁾. Apesar disso a investigação de EMG em exercício dinâmico tem maior relevância pela semelhança das condições dinâmicas no desporto e nas atividades de vida diária⁽³⁾.

Em contrações dinâmicas, a relação força/EMG apresenta uma maior complexidade devido às características dinâmicas do movimento. Mudanças no ângulo articular sobre o qual um músculo é fixado podem alterar a geometria muscular então as posições relativas entre as UMs ativas e os eletrodos de superfície⁽²⁰⁾. Isso pode causar uma mudança no sinal EMG que não está relacionada com o impulso elétrico enviado ao músculo proveniente do sistema nervoso. Outros fatores também devem ser cuidadosamente observados, como as interações geométricas entre as fibras musculares e o eletrodo, as relações força/comprimento e força/velocidade dos músculos, e a mudança do centro de rotação instantâneo da articulação que afetará o momento da inserção do tendão^(1,25). Especialmente para variáveis espectrais de frequência, a interpretação da EMG de contrações dinâmicas pode ser ainda mais complicada por alterações na força ao longo da amplitude de movimento (e consequentes mudanças no número de UMs ativas, nos tipos de fibras musculares ativas e na taxa de disparo), pelo movimento da junção neuromuscular em relação à posição dos eletrodos, devido a algumas complicações como a não estacionaridade do sinal entre outras. Mas, apesar do possível deslocamento do eletrodo e complicações supracitadas, Larsson et al.,⁽²⁶⁾ verificaram uma alta reprodutibilidade do pico de torque e dos valores RMS dos músculos VL e RF durante três séries de 10 contrações dinâmicas. Também há algumas indicações de que o limiar de recrutamento é menor em contração dinâmica, ou seja, o total recrutamento das UMs é presente em menores níveis na contração dinâmica que na estática. Assim, por exemplo, UMs de alto limiar podem ser recrutadas em níveis de força dinâmica em níveis relativamente mais baixos. Ainda não está definido se diferenças no padrão de recrutamento entre contrações estáticas e dinâmicas em níveis de força submáximos resultará em diferentes relações entre força/EMG⁽²⁰⁾.

Linnamo et al.,⁽²⁷⁾ concluíram que o "princípio

tamanho", ou seja, (o recrutamento de fibras lentas resistentes à fadiga primeiro e após fibras rápidas não resistentes a fadiga) é também válido durante contrações concêntricas, quando a força adicional é devido ao aumento da taxa de disparo de UMs já ativas. As UMs rápidas podem aumentar sua frequência até 100% CVM enquanto UMs lentas saturam em baixos níveis de força, em aproximadamente 60-80% da CVM. Em se tratando da variável EMG utilizada para comparação com a força, são encontrados na literatura tanto estudos envolvendo a relação intensidade do sinal EMG/força quanto em estudos que comparam força com a F_{med} e/ou F_m do sinal.

FREQUENCIA DO SINAL E FORÇA

Na literatura, as investigações relativas à relação frequência/força também apresentam controvérsias. O aumento na F_m e/ou F_{med} com o aumento da força são atribuídos ao resultado do recrutamento de novas e maiores UMs, com um conseqüente aumento na velocidade do potencial de ação, a exemplo de investigações realizadas após um período de treinamento, já que F_m e F_{med} refletem a velocidade de condução média, que é proporcional ao diâmetro médio da fibra muscular. Assim, pode-se esperar que a direção da mudança na F_m/F_{med} com o aumento da força dependa do tamanho relativo das fibras musculares pertencentes às UMs⁽²⁰⁾. Apesar disso, Onishi et al.,⁽²⁸⁾ não encontraram qualquer correlação linear entre F_{med} e força de extensão do joelho. E também Farina et al.,⁽²⁹⁾ baseados em simulações e experimentos utilizando o músculo bíceps braquial em seus experimentos, concluíram que não parece ser razoável esperar uma relação geral entre variáveis espectrais e força. Já no estudo de Karlsson e Gerdle⁽³⁰⁾, utilizando a transformada contínua de wavelet encontraram uma relação $F_m/força$. As razões para essas inconsistências podem incluir: as técnicas para detectar alterações na F_m/F_{med} , o protocolo utilizado para obter a relação F_m/F_{med} -força, o tipo de músculo em estudo e musculatura antagonista investigada. Apesar disso, Guimarães et al.,⁽³¹⁾ relatou em seu estudo que músculos com composição de tipo de fibras homogênea, como

o sóleo do gato, têm uma relação EMG/força de forma linear.

Solomonow et al.,⁽³²⁾ encontraram que as relações entre EMG/força também dependem da estratégia de controle muscular exercidas durante a contração muscular. De acordo com esta estratégia, se as UMs ao redor do eletrodo são totalmente recrutadas em baixo nível de ativação muscular, a relação EMG/força possivelmente seja linear. Pelo contrário, se as UMs ao redor do eletrodo são recrutadas gradualmente, tal relação pode ser do tipo não-linear. Entretanto, conseguir esse tipo de controle muscular é uma tarefa de difícil manipulação, pois requer submeter indivíduos a um longo período de treinamento⁽³³⁾.

RELAÇÃO FORÇA/EMG DOS MÚSCULOS EXTENSORES DO JOELHO

A existência de relação entre força/EMG dos músculos da articulação do joelho em exercício isométrico é amplamente investigada na literatura. Miaki et al.,⁽³⁴⁾ correlacionaram o sinal EMG e a força produzida em condição isométrica, e observaram uma correlação de $r = 0,65$ e $0,71$ para o vasto medial (VM) e vasto lateral (VL), respectivamente.

No estudo de Rabita et al.,⁽³⁵⁾ no qual avaliaram as alterações no padrão do sinal EMG após 4 semanas de treino isométrico dos extensores do joelho, apesar de ter ocorrido um incremento significativo (~38%) na contração máxima voluntária (MVC), não foi observado um incremento correspondente no sinal EMG do conjunto dos músculos reto femoral (RF), vasto lateral (VL) e vasto medial (VM), sendo, no entanto, observada uma ativação significativamente maior do músculo RF e uma importante variabilidade do sinal EMG do músculo VL após o período de treino. Portanto, baseado nestes resultados e devido à variabilidade do padrão do sinal EMG observada em grande parte dos estudos desta natureza^(17,36), os autores Rabita, Pérot e Lenseil-Corbeil⁽³⁵⁾ sugerem que a utilização da EMG para a avaliação das alterações neurais seja realizada a partir da análise individual dos sinais EMG, bem como sejam comparados os sinais isoladamente e do conjunto dos músculos (somatório dos sinais). Contrastando com os resultados des-

CONCLUSÃO

A eletromiografia depende de inúmeros fatores para poder ser efetivamente utilizada. A aquisição do sinal é dependente tanto de fatores fisiológicos quanto de não fisiológicos que devem ser levados em consideração quando se trabalha com EMG. Da mesma forma, cuidados especiais devem ser observados relativamente ao processamento e normalização do sinal EMG, de forma que a comparação entre sinais oriundos de diferentes exercícios seja possível e que represente as reais diferenças no padrão de ativação muscular.

Apesar das limitações acima referidas, o sinal EMG apresenta relação com a produção de força dos músculos extensores do joelho. Esta relação está melhor referida em avaliações isométricas do que em condições dinâmicas, o que estimula a uma maior produção científica nessa área a fim de melhor entender e explicar a relação da contração dinâmica, a produção de força e alterações no sinal EMG e ainda aperfeiçoar sua aplicabilidade não apenas em âmbito científico, mas também clínico, uma vez que as atividades dinâmicas assemelham-se com os gestos esportivos e nas atividades da vida diária.

Agradecimentos:

Ao Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brasil, pela estrutura disponibilizada para estes pesquisadores.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. BASMAJIAN JV, DE LUCA CJ. *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*. Baltimore: Williams and Wilkins; 1985.
2. DE LUCA CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech*. 1997; 13:135-163.
3. MACDONALD JH, FARINA D, MARCORA SM. Response of Electromyography Variables during Incremental and Fatiguing Cycling. *Med Sci Sports Exerc*. 2008; 40: 335-344.
4. SODERBERG GL, KNUTSON LN. A Guide for use and interpretation of kinesiology electromyographic data. *Phys Ther*. 2000; 80: 5.
5. DE LUCA CJ, ADAM A, WOTIZ R, DONALD LG, NAWAB SH. Decomposition of surface EMG signals. *J Neurophysiol*. 2006; 1646-1657.
6. STASHUK D. EMG signal decomposition: how can it be accomplished and used? *J Electromyogr Kinesiol*. 2001; 151-173.
7. HERMENS HJ, VOLLENBROEK-HUTTEN MMR. Effects of electrode dislocation on electromyographic activity and relative rest time: Effectiveness of compensation by a normalization procedure. *Med Biol Eng Comput*. 2004; 42: 502-508
8. RAINOLD A, MELCHIORRI G, CARUSO JF. A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. *J Neurosci Methods*. 2004; 134: 37-43.
9. BECK TW, HOUSH TJ, CRAMER JT, WEIR JP. The Effect of the Estimated Innervation Zone on EMG Amplitude and Center Frequency. *Med Sci Sports Exerc*. 2007; 39: 1282-1290.
10. BECK TW, HOUSH TJ, CRAMER JT, MALEK MH, MIELKE M, HENDRIX R, WEIR JP. Electrode Shift and Normalization Reduce the Innervation Zone's Influence on EMG. *Med Sci Sports Exerc*. 2008; 40: 1314-1322.
11. GERDLE B, HENRIKSSON-LARSEN K, LORENTZON R, WRETLING, ML. Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fibre type. *Acta Physiol Scand*. 1991; 142: 457-465.
12. GERDLE B, LARSSON B, KARLSSON S. Criterion validation of surface EMG variables as fatigue indicators using peak torque: a study of repetitive maximum isokinetic knee extensions. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000; 10: 225-232.
13. MATHUR S, ENG JJ, MACINTYRE DL. Reliability of surface EMG during sustained contractions of the quadriceps. *J Electromyogr Kinesiol*. 2005; 15: 102-110.

14. GABRIEL DA, KAMEN G, FROST G. Neural adaptations to resistive exercise: mechanisms and recommendations for training practices. review article. *J Sports Med.* 2006; 36: 133-149.
15. LIEBER RL, FRIDÉN J. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle Nerve.* 2000; 23: 1647-1666.
16. KINUGASAS, YOSHINAGA J. Fiber-optic differential displacement measurement based on three cascaded interferometers. 17th International Conference on Optical Fibre Sensors, Marc Voet, Reinhardt Willsch, Wolfgang Ecke, Julian Jones, Brian Culshaw, Editors, May 2005: 58: 631-634.
17. MOHAMED O, PERRY J, HISLOP H. Relationship between wire EMG activity, muscle length and torque of the hamstrings. *Clin Biomech.* 2002; 17: 569-576.
18. GORDON KD, PARDO RD, JOHNSON JA, KING GJW, MILLER TA. Electromyographic activity and strength during maximum isometric pronation and supination efforts in healthy adults. *J Ortho Res.* 2004; 22: 208-213.
19. LINDEMAN E, SPAANS S, REULEN JPH, LEFFERS P, DRUKKER J. Surface EMG of proximal leg muscles in neuromuscular patients and in healthy controls. Relations to force and fatigue. *J Electromyogr Kinesiol.* 1999; 9: 299-307.
20. KARLSSON JS, ÖSTLUND N, LARSSON B, GERDLE B. An estimation of the influence of force decrease on the mean power spectral frequency shift of the EMG during repetitive maximum dynamic knee extensions. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003; 13: 461-468.
21. ZHOU P, RYMER WZ. Factors governing the form of the relation between muscle force and the EMG: a simulation study. *J Neurophysiol.* 2004; 92: 2878-2886.
22. HERZOG W, SOKOLOSKY J, ZHANG YT, GUIMARÃES ACS. EMG-force relation in dynamically contracting cat plantaris muscle. *J Electromyogr Kinesiol.* 1998; 8: 147-155.
23. LLOYD DG, BESIÉ TF. An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *J Biomech.* 2003; 36: 765-776.
24. LAPALAUD D, HUG F, GRÉLOT L. Reproducibility of eight lower limb muscles activity level in the course of an incremental pedaling exercise. *J Electromyogr Kinesiol.* 2006; 16: 158-166.
25. DOORENBOSCH CAM, HARLAAR J. Accuracy of a practicable EMG to force model for knee muscles: short communications. *Neurosci Lett.* 2004; 368: 78-81.
26. LARSSON B, MANSSON B, KALBERG C, SYVERTSSON P, ELERT J, GERDLE B. Reproducibility of surface EMG variables and peak torque during three sets of ten dynamic contractions. *J Electromyogr Kinesiol.* 1999; 9: 351-357.
27. LINNAMO A, MORITANI T, NICOLE C, KOMP V. Motor unit activation patterns during isometric concentric and eccentric actions at different force levels. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003; 13: 93-101.
28. ONISHI H, YAGI R, AKASAKA K, MOMOSE K, IHASHI K, HANDA Y. Relationship between EMG signals and force in human vastus lateralis muscle using multiple bipolar wire electrodes. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000; 10: 59-67.
29. FARINA D, FOSCI M, MERLETTI R. Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables. *J Appl Physiol.* 2002; 92: 235-247.
30. KARLSSON S, GERDLE B. Mean frequency and signal amplitude of the surface EMG of the quadriceps muscles increase with increasing torque – a study using continuous wavelet transform. *J Electromyogr Kinesiol.* 2001; 11: 131-140.
31. GUIMARÃES AC, HERZOG W, HULLIGER M, ZHANG YT, DAY S. EMG-force relationship of the cat soleus muscle studied with distributed and non-periodic stimulation of ventral root filaments. *J Exp Biol.* 1997; 186: 75-93.
32. SOLOMONOW M. The EMG-force relationship of skeletal muscle dependence on contraction rate and motor units control strategy. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 1990; 30: 141-152.
33. BERNARDI M. Motor unit recruitment strategy changes with skill acquisition. *Eur J Appl Physiol.* 1997; 74: 52-59.

14. GABRIEL DA, KAMEN G, FROST G. Neural adaptations to resistive exercise: mechanisms and recommendations for training practices. review article. *J Sports Med.* 2006; 36: 133-149.
15. LIEBER RL, FRIDÉN J. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle Nerve.* 2000; 23: 1647-1666.
16. KINUGASAS, YOSHINAGA J. Fiber-optic differential displacement measurement based on three cascaded interferometers. 17th International Conference on Optical Fibre Sensors, Marc Voet, Reinhardt Willsch, Wolfgang Ecke, Julian Jones, Brian Culshaw, Editors, May 2005: 58: 631-634.
17. MOHAMED O, PERRY J, HISLOP H. Relationship between wire EMG activity, muscle length and torque of the hamstrings. *Clin Biomech.* 2002; 17: 569-576.
18. GORDON KD, PARDO RD, JOHNSON JA, KING GJW, MILLER TA. Electromyographic activity and strength during maximum isometric pronation and supination efforts in healthy adults. *J Ortho Res.* 2004; 22: 208-213.
19. LINDEMAN E, SPAANS S, REULEN JPH, LEFFERS P, DRUKKER J. Surface EMG of proximal leg muscles in neuromuscular patients and in healthy controls. Relations to force and fatigue. *J Electromyogr Kinesiol.* 1999; 9: 299-307.
20. KARLSSON JS, ÖSTLUND N, LARSSON B, GERDLE B. An estimation of the influence of force decrease on the mean power spectral frequency shift of the EMG during repetitive maximum dynamic knee extensions. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003; 13: 461-468.
21. ZHOU P, RYMER WZ. Factors governing the form of the relation between muscle force and the EMG: a simulation study. *J Neurophysiol.* 2004; 92: 2878-2886.
22. HERZOG W, SOKOLOSKY J, ZHANG YT, GUIMARÃES ACS. EMG-force relation in dynamically contracting cat plantaris muscle. *J Electromyogr Kinesiol.* 1998; 8: 147-155.
23. LLOYD DG, BESIÉ TF. An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *J Biomech.* 2003; 36: 765-776.
24. LAPALAUD D, HUG F, GRÉLOT L. Reproducibility of eight lower limb muscles activity level in the course of an incremental pedaling exercise. *J Electromyogr Kinesiol.* 2006; 16: 158-166.
25. DOORENBOSCH CAM, HARLAAR J. Accuracy of a practicable EMG to force model for knee muscles: short communications. *Neurosci Lett.* 2004; 368: 78-81.
26. LARSSON B, MANSSON B, KALBERG C, SYVERTSSON P, ELERT J, GERDLE B. Reproducibility of surface EMG variables and peak torque during three sets of ten dynamic contractions. *J Electromyogr Kinesiol.* 1999; 9: 351-357.
27. LINNAMO A, MORITANI T, NICOLE C, KOMP V. Motor unit activation patterns during isometric concentric and eccentric actions at different force levels. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003; 13: 93-101.
28. ONISHI H, YAGI R, AKASAKA K, MOMOSE K, IHASHI K, HANDA Y. Relationship between EMG signals and force in human vastus lateralis muscle using multiple bipolar wire electrodes. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000; 10: 59-67.
29. FARINA D, FOSCI M, MERLETTI R. Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables. *J Appl Physiol.* 2002; 92: 235-247.
30. KARLSSON S, GERDLE B. Mean frequency and signal amplitude of the surface EMG of the quadriceps muscles increase with increasing torque – a study using continuous wavelet transform. *J Electromyogr Kinesiol.* 2001; 11: 131-140.
31. GUIMARÃES AC, HERZOG W, HULLIGER M, ZHANG YT, DAY S. EMG-force relationship of the cat soleus muscle studied with distributed and non-periodic stimulation of ventral root filaments. *J Exp Biol.* 1997; 186: 75-93.
32. SOLOMONOW M. The EMG-force relationship of skeletal muscle dependence on contraction rate and motor units control strategy. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 1990; 30: 141-152.
33. BERNARDI M. Motor unit recruitment strategy changes with skill acquisition. *Eur J Appl Physiol.* 1997; 74: 52-59.

34. MIAKI H, TACHINO K. Validity of muscle force estimation utilizing musculoskeletal model. *Journal of Physical Therapy Science*. 2007; 19: 261-266.
35. RABITA G, PÉROT C, LENSEL-CORBEIL G. Differential effect of knee extension isometric training on the different muscles of the quadriceps femoris in humans. *European J Appl Physiol*. 2000; 83: 531-538.
36. ALKNER BA, TESCH PA, BERG HE. Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press. *Med Sci Sports Exerc*. 2000; 32: 459-463.
37. ESCAMILLA RF, FLEISIG GS, ZHENG N, BARRENTINE SW, ANDREWS JR. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain open kinetic chain exercise. *Med Sci Sports Exerc*. 1998; 30: 556-559.
38. ESCAMILLA RF, FLEISIG GS, ZHENG N, LANDER JE, BARRANTINE, SW, ADREWS JR, et al. Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Med Sci Sports Exerc*. 2001; 33: 1552-1566.
39. SIGNORILE JF, WEBER B, ROLL B, CARUSO JF, LOWENSTEYN I, PERRY AC. An electromyographical comparison of the squat and knee extension exercises. *J Strength Cond Res*. 1994; 8: 178-183.
40. AKIMA H, TAKAHASHI H, KUNO S, MASUDA K, MASUDA T, SHIMOJO H, et al. Early phase adaptations of muscle use and strength to isokinetic training. *Med Sci Sports Exerc*. 1999; 31: 588-594.
41. EBBEN WP, FELDMANN CR, DAYANE A, MITSCHKE D, ALEXANDER P, KNETZER KJ. Muscle activation during lower body resistance training. *International J Sports Med*. 2009; 30: 1-8.
42. STENSDOTTER A-K, HODGES PW, MELLOR R, SUNDELIN G, HÄGER-ROSS C. Quadriceps activation in closed and open kinetic chain exercise. *Med Sci Sports Exerc*. 2003; 35: 2043-2047.
43. DA SILVA EM, BRENTANO AM, CADORE EL, DE ALMEIDAAPV, KRUELLFM. Analysis of muscle activation during different leg press exercise at submaximum effort levels. *J Strength Cond Res*. 2008; 22: 1059-1065.

Endereço para correspondência:

Cleiton Silva Correa: LAPEX, Escola de Educação Física, UFRGS, Rua Felizardo, 750, Bairro Jardim Botânico, CEP 90690-200, Porto Alegre/ RS, Brasil
Telefone: (0**)51 33085845,

Email: cleitonesef@yahoo.com.br

Eurico Nestor Wilhelm Neto LAPEX, Escola de Educação Física, UFRGS, Rua Felizardo, 750, Bairro Jardim Botânico, CEP 90690-200, Porto Alegre/ RS, Brasil
Telefone: (0**)51 92739968,

Email: euricoesef@gmail.com

Ronei Silveira Pinto LAPEX, Escola de Educação Física, UFRGS, Rua Felizardo, 750, Bairro Jardim Botânico, CEP 90690-200, Porto Alegre/ RS, Brasil
Telefone: (0**)51 33085894, Email: ronei.pinto@ufrgs.br