

ANÁLISE DA VARIABILIDADE DA FORÇA EXERCIDA ISOMETRICAMENTE PELO TRÍCEPS SURAL

Emanuele Moraes Mello, Sandro Aureliano Miqueleti, Andre Fabio Kohn
Programa de Neurociências e Laboratório de Engenharia Biomédica / Escola Politécnica da
Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil

emanuele@leb.usp.br

Abstract: Force variability has been shown to increase with mean force level in upper limb muscles and the quadriceps. The experiments described here suggest that the same occurs for the triceps surae. A linear relation between force variability and mean force level was found. A similar relation was also found for the variability of the EMG envelopes of the three muscles that compose the triceps surae as a function of the mean force. The results are compared with those reported in the literature for other muscles and the similarities and differences are highlighted.

Palavras-chave: variabilidade de força, variabilidade de EMG, triceps sural.

Introdução

Durante uma contração muscular voluntária isométrica, a presença de variabilidade no valor do torque ou da força é um aspecto inevitável. Tem sido mostrado que a variabilidade da força gerada, quantificada pelo desvio padrão (σ) do sinal de força adquirido, aumenta em certos músculos com o valor médio (μ) do sinal de força [1,2,3,4,5]. O coeficiente de variação (CV) do sinal de força pode ser constante se a relação $\sigma \times \mu$ for do tipo $\sigma = \alpha \cdot \mu$, onde α é uma constante real positiva. Em caso contrário, a relação CV em função de μ não será linear, podendo aumentar ou diminuir com a força média.

A relação entre CV e a força média tem importância na precisão e estabilidade da manutenção de uma força. Essa relação pode mudar com a idade, como apresentado por [5] para o primeiro interósseo dorsal, onde foi observado maior CV em indivíduos idosos. Entre diferentes músculos, têm sido mostrado que o CV diminui com a força média [1,2,3,4,5,6]. Também foi relatado por [2] que os valores do CV (normalizado em função da máxima contração voluntária) são maiores para músculos distais (extensor longo do polegar) em comparação com os proximais (triceps braquial) dos membros superiores. Assim, de acordo com esses autores, determinado torque pode ser mais preciso se gerado por um músculo em que o número de unidades motoras (UM) é maior. No entanto, em [5] observou-se um aumento no CV com a força para os flexores do cotovelo, que não variou com a idade.

O estudo da variabilidade da força ou torque em relação à força média vem sendo amplamente abordado,

principalmente em músculos pequenos das mãos, e também para alguns músculos dos membros. No entanto essa relação para músculos posturais não parece ter sido analisada ainda em trabalhos da literatura. Como uma parte destes músculos têm uma alta predominância de UM lentas, poder-se-ia esperar comportamentos diferentes daqueles encontrados em músculos em que há uma fração substancial de UM rápidas [7]. Assim, o objetivo do presente trabalho é verificar quais as relações entre σ e μ da força isométrica, e, entre o CV e o μ da força isométrica para os músculos da parte posterior da perna. Adicionalmente, analisa-se também a variabilidade da envoltória do eletromiograma (EMG) dos músculos que compõe o triceps sural em função do valor médio da força.

Materiais e Métodos

Sujeitos – Participaram voluntariamente desse trabalho 7 sujeitos destros, sendo 3 do sexo feminino e 4 do sexo masculino; com idade entre 23 e 38 anos, ($30,15 \pm 6,04$); altura entre 1,60 e 1,84 m ($1,70 \pm 0,08$); e massa entre 53 e 112 kg ($77,82 \pm 21,31$) (média \pm desvio padrão). O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética do Instituto de Psicologia da USP (projeto n. 2007.002).

Aparato Mecânico – Os sujeitos foram posicionados em um dispositivo (Figura 1), na posição sentada, com apoio vertical para as costas (externo ao aparato mecânico). Os joelhos foram afixados embaixo do suporte central, sendo a altura do suporte regulada para bloquear o movimento de flexão plantar a fim de manter o calcanhar em contato com a base de apoio e a articulação do tornozelo e joelho posicionada a 90°. O sistema montado forma uma alavanca interpotente onde a força registrada na sua extremidade (por uma célula de carga) é 3,875 vezes menor do que a força aplicada.

Instrumentação – A força isométrica aplicada pelo sujeito com ambas as pernas foi medida por uma célula de carga resistiva (Transtec modelo N320, fundo de escala de ± 500 N) adaptada ao aparato mecânico. O sinal amplificado da célula de carga foi convertido por uma placa de conversão A/D e adquirido pelo software LabVIEW Signal Express 2.0 (PCI-6221 National Instruments). Três sinais EMG foram captados de três músculos da perna direita, por um equipamento Nihon Kohden (modelo MEB 4200), com filtragem de 5 a 1000 Hz. A taxa de amostragem foi de 2000 Hz para todos os sinais adquiridos.

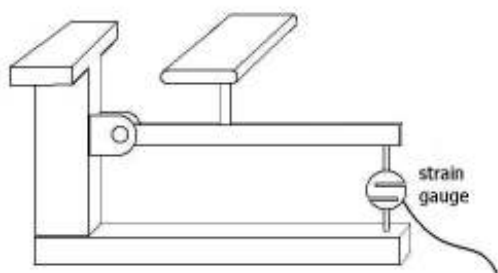


Figura 1: Aparato mecânico, com a célula de carga (strain gauge) acoplada.

Procedimentos – No início da sessão experimental, as regiões da pele onde posteriormente foram fixados os eletrodos de captação (Ag/AgCl, disco com 1 cm de diâmetro) e de referência passaram por limpeza com álcool 90% e fricção com fita abrasiva. Os eletrodos foram fixados com esparadrapo antialérgico (Micropore) o mais firme possível, tendo-se aplicado uma pasta eletrolítica para garantir bom contato com a pele. Para o posicionamento dos eletrodos nos músculos gastrocnêmio lateral (GL) e medial (GM) foi seguida a revisão Européia de posicionamento de sensores para músculos superficiais, SENIAM [8]. Para o músculo sóleo (SO), os eletrodos foram localizados um pouco abaixo da recomendação SENIAM para minimizar a possibilidade de captação de EMG dos gastrocnemius por condução volumétrica. Assim, o primeiro eletrodo estava localizado na porção medial da região posterior da perna, 4 cm abaixo da junção GM/GL e o segundo eletrodo estava posicionado 2 cm distal em relação ao primeiro eletrodo [9].

Após a familiarização dos sujeitos com a metodologia, eles foram instruídos a equilibrar a força desenvolvida pelos dois tríceps sural (direito e esquerdo). Em seguida foi obtida a contração voluntária máxima (CVM), que se consistiu da média de três contrações isométricas de 3 s cada, realizadas com encorajamento verbal e *feedback* visual na tela de um osciloscópio. Foi analisado o período onde o sinal de força se manteve mais estável. A seguir, foi solicitado aos sujeitos que mantivessem um nível constante de contração isométrica por 5 s, com *feedback* visual do sinal do transdutor na tela do osciloscópio. Após este período de treinamento, o *feedback* visual foi removido (olhos fechados) e foi solicitado aos sujeitos que mantivessem o esforço constante por um período adicional de 5 s. Esse procedimento foi repetido 5 vezes em cada um dos 7 níveis de força-alvo, variando de 10 a 70% da CVM. Os níveis de força foram selecionados em ordem aleatória. Foi proporcionado um intervalo de descanso de 120 s entre cada repetição. Ao final do experimento os sujeitos realizaram outra CVM nas mesmas condições iniciais para comparação com os valores obtidos no início do protocolo [3].

Análise dos dados – As análises dos sinais foram realizadas nos últimos 5 s de cada contração isométrica (sem *feedback* visual) utilizando o software MATLAB

6.5. Os sinais de EMG tiveram alguma eventual tendência eliminada por meio da função “detrend” do Matlab, para em seguida terem o seu valor absoluto computado. A seguir, foram digitalmente filtrados usando um filtro passa-baixas Butterworth de 5ª ordem, com frequência de corte de 5 Hz. O sinal filtrado (envoltória do EMG) teve a sua média (μ) e desvio padrão (σ) computados. Os valores de μ e σ de cada músculo em cada nível de contração foram normalizados pelo valor médio da envoltória do EMG obtido na CVM (janela de 1 s de sinal EMG). Após a normalização, foi realizada a média geral de todos os sujeitos para o σ e para o CV da envoltória do EMG. Os sinais de força foram digitalmente filtrados usando um filtro passa-baixas Butterworth de 4ª ordem, com frequência de corte de 25 Hz. A seguir, os sinais para cada porcentagem de força foram normalizados pela CVM de cada sujeito e calculou-se a média μ de cada sinal. O desvio padrão σ do sinal de força foi estimado a partir do resíduo obtido pela subtração do sinal de força filtrado e um ajuste polinomial de grau 2 [1]. Na sequência, calculou-se o CV ($CV = \sigma / \mu$) da força e foi realizada a média geral de todos os sujeitos para o σ e CV da força. Na hipótese de haver uma relação crescente entre σ e μ desejamos analisar se esta relação tende a uma escala isométrica ($< \mu >^{1.0}$) ou alométrica ($< \mu >^{0.5}$). O fator de escala foi determinado por análise de regressão. A linha de regressão foi ajustada pelo método dos mínimos quadrados. O modelo ajustado foi

$$\sigma = a * \mu^b \quad (1)$$

que foi transformado logaritmicamente antes da análise de regressão para

$$\log(\sigma) = b * \log(\mu) + \log(a) \quad (2)$$

onde a inclinação b é o fator de escala entre μ e σ .

Todas as análises estatísticas foram realizadas no software Minitab 15.

Resultados

Os dados obtidos demonstraram que durante contrações isométricas do tríceps sural em níveis crescentes de força média, ocorre um aumento na variabilidade da força. Isso pode ser observado para um sujeito na Figura 2, em três níveis de contração.

A relação do σ normalizado da força em função da μ normalizada da força está apresentada na Figura 3, que representa os valores médios para o grupo dos sujeitos investigados. Os dados são apresentados em escala logarítmica juntamente com a reta obtida pela análise de regressão. A inclinação da reta obtida pela análise de regressão logarítmica (b) e o coeficiente de correlação para esses dados da população foram 0,945 e 0,927, respectivamente ($p < 0,01$). Assim, a relação obtida entre σ e μ da força gerada pelo tríceps sural tende a uma escala isométrica, ou seja, linear ($< \mu >^{1.0}$).

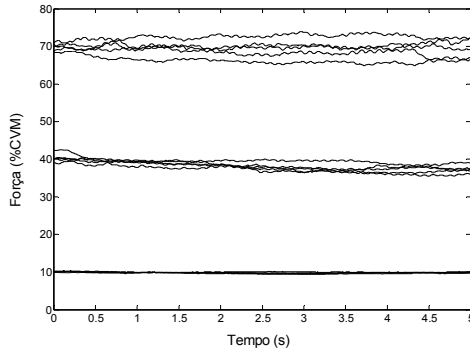


Figura 2: Sinais de força em 10%, 40% e 70% da CVM, com cinco repetições cada.

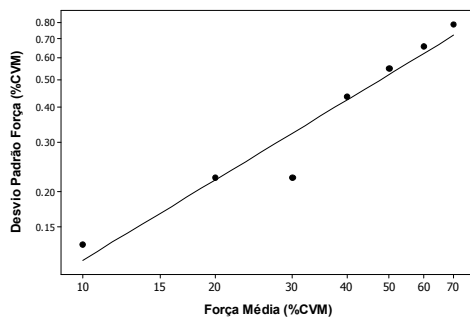


Figura 3: Escala da variabilidade da força normalizada em relação à força média.

Para a análise da envoltória do EMG, foi observado que os valores do σ normalizados aumentam de forma monotônica crescente em função da força de 10% a 70% da CVM, com valores de coeficiente de correlação de 0,989, 0,993 e 0,992 para os músculos GL, SO e GM, respectivamente ($p < 0,01$) (Figura 4). Entre o músculo SO e os GL/GM existe diferença significativa na variabilidade da envoltória do EMG ($p < 0,01$), e entre o GM e o GL não foi observada diferença estatística ($p = 0,302$).

Para o μ da envoltória do EMG também foi observado uma relação monotônica crescente com a força média, onde os valores de coeficiente de correlação obtidos foram 0,997, 0,995 e 0,996 para os músculos GL, SO e GM, respectivamente ($p < 0,01$) (Figura 5). Também foi obtida diferença estatística entre o músculo SO e GL/GM ($p < 0,01$), e não foi obtida entre o GM e o GL ($p = 0,532$).

Para a análise da variabilidade da envoltória do EMG em relação à variabilidade da força também foi observada uma relação crescente, com valores de coeficiente de correlação de 0,984, 0,989 e 0,982 para os músculos GL, SO e GM, respectivamente ($p < 0,01$) (Figura 6). Como observado anteriormente, há diferença estatística entre o músculo SO e GL/GM ($p < 0,01$), e não entre o GM e o GL ($p = 0,301$). A aparente descontinuidade ao redor da abscissa 0,23 se deve as ordenadas muito próximas do segundo e terceiro pontos na Figura 3.

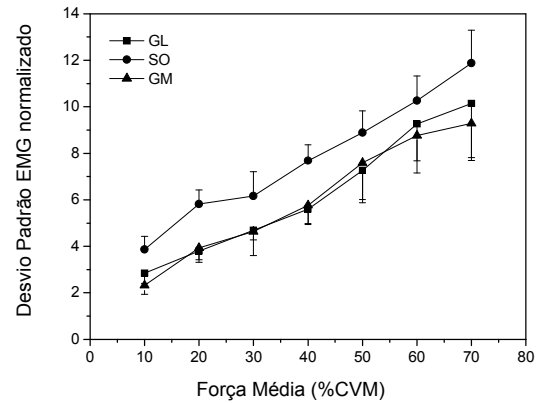


Figura 4: Valores do desvio padrão da envoltória do EMG normalizados em relação à força média (média e desvio padrão para o grupo de sujeitos investigados).

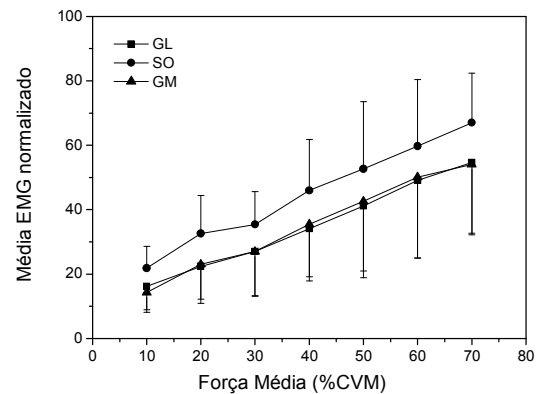


Figura 5: Valores da média da envoltória do EMG normalizados em relação à força média (média e desvio padrão para o grupo de sujeitos investigados).

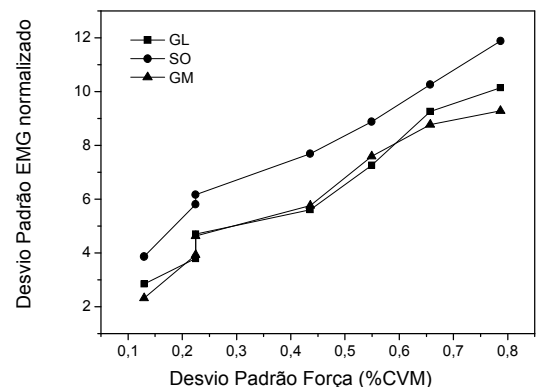


Figura 6: Variabilidade da envoltória do EMG normalizada em relação a variabilidade da força normalizada (valores médios para o grupo dos sujeitos investigados).

O CV para a força diminuiu para forças médias até 30% da CVM e atingiu um platô após 40% da CVM, em um valor semelhante ao obtido em 20% da CVM (Figura 7). Por outro lado, o CV da envoltória do EMG normalizado, decresceu para forças até 30% da CVM, e se manteve relativamente estável com o aumento na força média principalmente para o GL e o GM (Figura 7). Similarmente às análises anteriores do EMG, o CV também apresentou diferença significativa entre o músculo SO e os GL/GM ($p < 0,01$), e não apresentou entre o GM e GL ($p = 0,337$).

Ao final do experimento as novas medições de CVM resultaram, em média, 12% acima do valor obtido ao início dos experimentos, sugerindo ausência de fadiga muscular localizada.

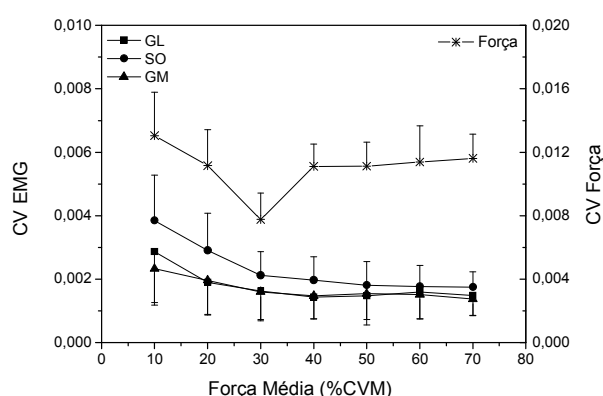


Figura 7: CV da envoltória do EMG normalizados em relação à força média (ordenada à esquerda), e CV da força em relação à força média (ordenada à direita) (média e desvio padrão para o grupo de sujeitos investigados).

Discussão

Os resultados deste trabalho sugerem que contrações isométricas do tríceps sural são caracterizadas pela presença de escala linear entre o σ e o μ da força. As análises foram realizadas nos sinais de força sem *feedback* visual, entretanto não se pode descartar correções por *feedback* devido aos proprioceptores.

A relação entre a variabilidade da força gerada por um músculo e a força média foi anteriormente investigada para diferentes músculos [1,2,3,4,5,6]. No tocante à avaliação da existência de uma relação isométrica ($< \mu >^{1.0}$) ou alométrica ($< \mu >^{0.5}$), aparentemente apenas um trabalho relacionou tal análise [1], para o músculo extensor longo do polegar. Nossos resultados (Figura 3 e resultados da regressão linear) foram semelhantes aos deste trabalho [1], apesar da grande diferença entre os músculos testados. Por meio da combinação de contrações voluntárias, contrações provocadas por estimulação elétrica e modelagem de UM, esses autores [1] concluíram que a existência da relação linear entre σ e μ da força depende da amplitude da força dos abalos das UM, da distribuição do limiar de

recrutamento e do recrutamento ordenado do conjunto de motoneurônios que compõe o músculo. Outros autores mostraram que a relação entre o σ e o μ da força aumenta monotonicamente, embora não avaliaram se a relação era linear ou não [2,5]. Adicionalmente, outros dados na literatura mostraram que a variabilidade do sinal de força aumenta monotonicamente com a força média de uma forma não linear [3,4]. Isso foi observado para o primeiro interosseo dorsal [3] e para o quadríceps femoral [4]. Entretanto, ambos trabalhos analisaram uma ampla gama de variação dos níveis de força (2% a 98% da CVM [3] e 2% a 95% da CVM [4]), sendo que a relação encontrada entre o σ e o μ da força aumentou de uma forma aproximadamente linear até 60% da CVM. No entanto, no trabalho relatado anteriormente [1], e no presente, o nível de força máximo foi de 70% da CVM. Isso sugere que pode existir uma relação não linear acima desses valores para o tríceps sural.

O menor valor do CV da força encontrado neste trabalho foi de 0,008 para 30% da CVM e no máximo nível de força analisada (70% da CVM) alcançou 0,012. O formato da curva CV x força (Figura 7, curva superior e ordenada da direita) está de acordo com [3], que obteve 0,01 como o menor valor do CV a 30% da CVM, alcançando 0,018 a 70% da CVM. Outros trabalhos mostraram um declínio hiperbólico do valor do CV com o aumento da força média [1,4,5,6], sendo apresentados valores de CV médios de 0,046 a 0,017 (menor e maior nível de força) para músculos das mãos e 0,05 e 0,015 para o quadríceps [4]. Os resultados abordados por [5] também incluem os flexores do cotovelo, onde foi obtido em menor nível de força um CV de 0,013, e em maior nível de força um CV de 0,031, sendo o único trabalho pesquisado que encontrou um aumento do valor do CV com o aumento da força média. No trabalho desenvolvido por [2] foram encontrados valores de CV médios em 0,023 para os músculos das mãos e em 0,005 para o tríceps braquial (em contração máxima). Esses autores concluíram que a variabilidade observada na geração de força isométrica aumenta com a elevação da taxa de disparo e com o menor número de UM ativas, que ocorre em músculos pequenos, como os das mãos. No entanto, [4,5] apresentaram valores de CV, nos maiores níveis de força analisados, compatíveis com músculos pequenos das mãos, para o quadríceps [4] e para os flexores do cotovelo [5]. Já os valores de CV obtidos neste trabalho para o tríceps sural apresentaram-se compatíveis com os apresentados em [2] (menor valor igual a 0,008). Assim, fica difícil afirmar que o número de UM esteja envolvido com a variabilidade da força gerada, que vai contra a referência [2], mas está de acordo com as propostas em [1], obtidas por meio de simulações. As razões destas disparidades requerem um estudo teórico para se poder distinguir as contribuições centrais das periféricas, por exemplo, avaliar a contribuição de variabilidade nos padrões de disparos das UMs, bem como da composição de fibras musculares e amplitudes dos abalos das diferentes UMs. Do ponto de vista teleológico, a menor variabilidade na força gerada pelo

tríceps sural pode ser interpretada em vista da maior necessidade de controle preciso da força para a manutenção da postura ereta quieta.

Neste trabalho foi mostrada uma relação monotônica crescente entre o μ da envoltória do EMG normalizado e a força média até 70% da CVM, para os três músculos que compõem o tríceps sural. Aparentemente o músculo que contribuiu em maior grau para a geração de força isométrica foi o SO, que apresentou diferença estatística em relação aos GL/GM (Figura 5). A ativação relativa de porções específicas dos músculos SO e GL/GM é dependente da posição do joelho e tornozelo. Em 90° de flexão do joelho, a contribuição dos GL/GM no torque de flexão plantar é muito reduzida [10], o que fortalece os resultados obtidos neste trabalho.

A análise da variabilidade da envoltória do EMG pela força média (Figura 4), assim como a investigação da relação entre o σ da envoltória do EMG e o σ da força (Figura 6) também sugerem relação monotônica crescente, valendo para cada um dos músculos que compõem o tríceps sural. Também foi obtida diferença significativa entre os músculos SO e GL/GM nessas duas abordagens. A análise do EMG no contexto da variabilidade da força, mas para o músculo primeiro interósseo dorsal, foi realizada por [3], com a abordagem focada no espectro de potência do sinal EMG, sendo relatado que existe uma relação crescente entre o σ da força e a potência total do sinal EMG. Esses autores investigaram várias estratégias de ativação muscular que poderiam estar relacionadas a esses achados, por meio de modelos de recrutamento de UM e taxa de disparo. Eles concluíram que os padrões na flutuação de uma força mantida depende da interação de múltiplos aspectos da atividade da UM, sendo complicado isolar um único fator responsável por essa variabilidade. Essa conclusão é relevante principalmente pela diversidade observada entre os autores que estudam a variabilidade da força.

Tanto a análise do σ da envoltória do EMG pela força média quanto o CV da envoltória do EMG, mostraram que a variabilidade observada foi significativamente maior no músculo SO. Com base nesses dados, é possível sugerir que esse músculo seja o principal responsável pela variabilidade da força gerada pelo tríceps sural, ao menos na posição articular avaliada nos experimentos. Uma hipótese para isso pode ser a uniformidade em relação aos tipos de UM presentes no músculo SO, que representam basicamente UM lentas, cuja força dos abalos é reduzida [7].

Em conclusão, neste trabalho foi evidenciada uma relação crescente entre o σ da força e o μ da força exercida em regime isométrico. A relação foi bem aproximada por uma função linear. A análise da variabilidade das envoltórias dos EMGs dos músculos SO, GM e GL indicou um comportamento semelhante ao da força, com a possibilidade do SO ser o principal músculo envolvido na variabilidade da força gerada no tríceps sural até 70% da CVM.

Agradecimentos

À FAPESP pelo apoio financeiro através do processo n. 06/60399-0.

Referências

- [1] Jones, K.E., Hamilton, A.F.C., Wolpert, D.M. (2002) "Sources of signal-dependent noise during isometric force production" *Journal of Neurophysiology*, v. 88, p. 1533-44.
- [2] Hamilton, A.F.C., Jones, K.E., Wolpert, D.M. (2004) "The scaling of motor noise with muscle strength and motor unit number in humans" *Experimental Brain Research*, v. 157, p. 417-30.
- [3] Taylor, A.M., Christou, E. A., Enoka, R.M. (2003) "Multiple features of motor-unit activity influence force fluctuation during isometric contractions" *Journal of Neurophysiology*, v. 90, p. 1350-61.
- [4] Christou, E.A., Grossman, M., Carlton, L.G. (2002) "Modeling variability of force during isometric contractions of the quadriceps femoris" *Journal of Motor Behavior*, v. 34, n. 1, p. 67-81.
- [5] Enoka, R.M., Burnett, R.A., Graves, A.E. Kornatz, K.W., Laidlaw, D.H. (1999) "Task- and age-dependent variations in steadiness" *Progress Brain Research*, v.123, p. 389-95.
- [6] Moritz, C.T., Barry, B.K., Pascoe, M.A., Enoka, R.M. (2004) "Discharge rate variability influences the variation in force fluctuations across the working range of a hand muscle" *Journal of Neurophysiology*, v. 93, p. 2449-59.
- [7] Woods, J. J., Bigland-Ritchie, B. (1983) "Linear and non-linear surface EMG/force relationships in human muscles. Anatomical/functional argument for the existence of both" *American Journal of Physical Medicine*, v. 62, n. 6, p. 287-99.
- [8] Hermens, H. J. (2000). "Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures" *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 10, n. 5, p. 361-74.
- [9] Burke, J. R. (1997). "Multielectrode recordings of tibial nerve H-reflex at various triceps surae muscle sites in the right and left legs" *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, v. 37, p. 277-86.

- [10] Toft, E., Sinkjaer, T., Andreassen, S., Larsen K. (1991) “Mechanical and electromyographic responses to stretch of the human ankle extensors” *Journal of Neurophysiology*, v. 65, n. 6, p. 1402-10.