

## INFLUÊNCIA DA DISTÂNCIA INTERELETRODOS NO DOMÍNIO DO TEMPO DO SINAL DE EMG DE SUPERFÍCIE EM CONTRAÇÕES ISOTÔNICAS DO MÚSCULO BÍCEPS BRAQUIAL

Gustavo Telles da Silva<sup>1</sup>

Flávia Fernandes Tank<sup>2</sup>

Rafael Bittencourt Alves<sup>3</sup>

Leonardo Kuntz Barbier<sup>4</sup>

Carlos Gomes de Oliveira<sup>5</sup>

Marco Antonio Cavalcanti Garcia<sup>6</sup>

**Resumo:** Apesar do grande uso da eletromiografia de superfície (sEMG), ainda há questionamentos sobre a influência das distâncias intereletrodos (DIE) na análise do sinal, principalmente em contrações isotônicas. O objetivo do estudo foi examinar os efeitos de dois diferentes protocolos de colocação de eletrodos na amplitude do sinal de sEMG em contrações isotônicas. Quinze sujeitos do sexo masculino (idade:  $22,8 \pm 3,5$  anos) realizaram contrações isotônicas do bíceps braquial direito em movimentos de flexão-extensão do cotovelo, com carga estimada de 20% da contração voluntária máxima (CVM) e em três diferentes cadências (30, 45, 60 bpm). Os sinais de sEMG foram registrados por meio de dois canais (C1 e C2), cujas DIEs foram 4,2 e 13 cm, respectivamente. A avaliação dos sinais de sEMG foi baseada na sua amplitude (valor RMS). A DIE e a cadência foram definidas como fatores. Para a análise estatística foi utilizada a ANOVA *two-way* ( $\alpha = 0,05$ ). Não foram observadas diferenças estatísticas significativas na amplitude do sinal de sEMG entre C1 e C2 nas três cadências ( $P > 0,05$ ). Sugere-se que, apesar dos resultados encontrados, pequenas diferenças como aquelas observadas neste estudo possam ter grande significado no padrão de gradação da força muscular, principalmente no âmbito clínico.

**Palavras chave:** Eletromiografia de Superfície. Distâncias intereletrodos. Bíceps braquial. Contração isotônica.

### INFLUENCE OF INTERELECTRODES DISTANCE IN THE TIME DOMAIN IN SURFACE EMG SIGNAL DURING ISOTONIC CONTRACTIONS OF BICEPS BRACHII MUSCLE – PART I

**Abstract:** Despite being a very useful method, surface electromyography (sEMG) is a method that still conducts to unsolved issues related to signal acquisition during isotonic contractions, mainly regarding to distance between electrodes (DIE). The purpose of this study was to examine the effects of two different DIEs on sEMG amplitude in isotonic contractions. Fifteen male subjects ( $22.8 \pm 3.6$  years), all right-handed, performed isotonic contractions of right biceps brachii while performed full elbow flexion-extension at 20% of maximum voluntary contraction (CVM), and at three different cadences (30, 45 and 60 bpm). The sEMG signal acquisition was defined by means of two channels (C1 and C2), whose DIEs were 4.2 and 13 cm, respectively. The evaluation of sEMG signals was performed in the time domain by means of the root mean square (RMS value). The DIE and cadences were defined as factors. Two-way ANOVA was applied for analysis ( $\alpha = 0.05$ ). There were not significant statistical differences between both factors ( $P > 0.05$ ). Despite of the absence of significant statistical differences between both factors in the sEMG signal amplitude, the results suggest that special regard must be done in clinical conditions to these small variations related to muscle force gradation properties.

**Keywords:** Surface electromyography. Interelectrodes distance. Biceps brachii. Isotonic contraction.

## INTRODUÇÃO

<sup>1</sup> Especialista em Biomecânica – EEFD /UFRJ/ Laboratório de Biomecânica - EEFD/ UFRJ

<sup>2</sup> Especialista em Biomecânica – EEFD /UFRJ/ Laboratório de Biomecânica - EEFD/ UFRJ

<sup>3</sup> Especialista em Biomecânica – EEFD /UFRJ/ Laboratório de Biomecânica - EEFD/ UFRJ

<sup>4</sup> Laboratório de Biomecânica - EEFD/ UFRJ

<sup>5</sup> Professor Adjunto – Nível I-Laboratório de Biomecânica - EEFD/UFRJ

<sup>6</sup> Professor Assistente – Nível III- Laboratório de Biomecânica - EEFD/UFRJ

A sEMG é uma disciplina que lida com a detecção, análise e o uso do sinal elétrico que provém da contração do tecido muscular esquelético (DE LUCA, 2006). Durante os últimos dez anos, o conhecimento em torno desta técnica e suas aplicações têm aumentado consideravelmente (HERMENS *et al.*, 2000; MERLETTI *et al.*, 2008) e somando o conhecimento básico da técnica com a literatura científica disponível, é possível observar a aplicação da sEMG em diferentes áreas tais como: Neurofisiologia, Cinesiologia, Controle Motor, Psicologia, Medicina de Reabilitação e Engenharia Biomédica (DE LUCA, 2006). Para cada uma destas áreas, é possível estabelecer diferentes condições quanto ao nível de informação extraído do sEMG. Desta forma, é importante destacar que existem duas diferentes formas de aquisição deste sinal: sEMG (não-invasiva) e EMG intramuscular (invasiva). O primeiro tipo conduz à detecção de níveis de atividade mioelétrica relativos a um grande número de unidades motoras (UMs), isso pelo fato de os eletrodos estarem dispostos sobre a pele, levando à captação de um maior volume condutor (CHRISTENSEN *et al.*, 1995; KAMEN *et al.*, 1996). Já o EMG intramuscular, que pode ser feito através de agulha e/ou arame, permite analisar UMs específicas (CHRISTENSEN *et al.*, 1995; KAMEN *et al.*, 1996).

Quanto às aplicações da técnica, o sinal de sEMG tem sido útil em: 1) determinar o tempo de ativação do músculo; que é, avaliar o início e o fim da contração; 2) estimar a força produzida pelo músculo; 3) e auxiliar no monitoramento da fadiga muscular; entre outros (DE LUCA, 2002).

Quanto às formas de análise do sEMG, propõem-se comumente duas diferentes abordagens, sendo estas realizadas nos domínios do tempo e da frequência (HERMENS *et al.*, 2000; KAMEN *et al.*, 1996). No domínio do tempo, é comumente analisada a amplitude do sinal de sEMG, refletindo os mecanismos de ativação das UMs que, por sua vez, modulam a produção de torque (ou força) em vários músculos sob diferentes condições de contração (MALEK *et al.*, 2005; KOSSEV *et al.*, 1998; DE LUCA, 1997; BECK *et al.*, 2007). O primeiro mecanismo é o recrutamento de UMs e o segundo é a modulação em frequência da taxa de disparo das UMs já recrutadas (KAMEN *et al.*, 1996; KOSSEV *et al.*, 1998; DE LUCA, 1997; BECK *et al.*, 2007).

Um grande número de pesquisadores (ODA & MORITANI, 1994; CHRISTENSEN *et al.*, 1995; ELFVING *et al.*, 2002) tem estudado os mecanismos de gradação da força muscular por meio de contrações isométricas, permitindo com que haja uma melhor compreensão dos métodos de aquisição e análise do sinal de sEMG

além, é claro, dos prováveis mecanismos de regulação que predominam nestas condições. Entretanto, um número limitado de estudos têm investigado, por meio da sEMG, a produção de torque (ou força) durante contrações dinâmicas (KAMEN *et al.*, 1996; KOSSEV *et al.*, 1998; BECK *et al.*, 2006). Isto faz com que ainda haja uma grande dificuldade na interpretação dos sinais de sEMG, especialmente naquelas de curta duração ou com alta mudança de força muscular (KAMEN *et al.*, 1996; KOSSEV *et al.*, 1998; BECK *et al.*, 2006).

No que se refere à parte metodológica de aquisição e processamento do sinal de sEMG, diferentes propostas também têm sido sugeridas (MALEK *et al.*, 2005; HERMENS *et al.*, 2000). A partir de eventos promovidos pela Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiologia (ISEK), chegou-se à conclusão de que seria necessária a criação de um campo de conhecimento comum na aplicação da sEMG (MALEK *et al.*, 2005; HERMENS *et al.*, 2000). Com isso, entre 1996 a 1999, Hermens e colaboradores (2000) elaboraram recomendações para os procedimentos de colocação de eletrodos via Projeto SENIAM (*surface EMG for a non-invasive assessment of muscle*). A partir deste estudo, foi criada, então, pela primeira vez, uma proposta com recomendações e orientações para a colocação de eletrodos de superfície para 27 diferentes músculos (HERMENS *et al.*, 2000). Um dos objetivos específicos do Projeto SENIAM foi a seleção de DIEs específicas para diferentes músculos (MALEK *et al.*, 2005).

A padronização de colocação de eletrodos sugerida pelo SENIAM tem possibilitado que haja uma homogeneização na utilização da sEMG. Parte das sugestões discutidas pelo SENIAM derivam de vários estudos que têm investigado a influência da DIE no comportamento do sinal de sEMG nos domínios do tempo e da frequência (BECK *et al.*, 2005; MALEK *et al.*, 2005; ELFVING *et al.*, 2002). Segundo De Luca *et al.* (1997), colher sinais de EMG com distâncias reduzidas entre os eletrodos apresentaria uma grande vantagem no processo de aquisição. Uma destas vantagens seria a limitação do nível de contaminação do sinal de interesse, o que é definido como *crosstalk*, por parte da atividade mioelétrica de outros músculos próximos que viajam e que podem ser detectados pelos eletrodos de superfície dos músculos estudados (DE LUCA *et al.*, 1997). Outros autores (Beck *et al.*, 2005) também reforçam a idéia de que a DIE deve ser cuidadosamente observada para que a atividade de músculos adjacentes não contribua com este tipo de “contaminação” do sinal de sEMG. Desta forma, a DIE recomendada pelo projeto SENIAM para grandes músculos é de 20 mm, enquanto para músculos menores a DIE não poderia ultrapassar  $\frac{1}{4}$  do comprimento da fibra muscular,

o que poderia levar a distâncias equivalentes a 10 mm (HERMENS *et al.*, 2000; DE LUCA *et al.*, 1997). A determinação na forma de colocação de eletrodos é importante para que não haja influência na morfologia do sinal mioelétrico por fatores como *crosstalk*, região tendínea (RT) e zona de inervação (ZI) (HERMENS *et al.*, 2000). Além disso, vários estudos experimentais têm demonstrado que uma grande DIE também compromete o sinal, principalmente no domínio da frequência, ressaltando as componentes de mais baixa frequência (ELFVING *et al.*, 2002).

Outros estudos também têm sugerido que a amplitude da atividade mioelétrica é maximizada quando os eletrodos são colocados no centro do ventre muscular, respeitando os limites da ZI e RT (BECK *et al.*, 2005). Beck *et al.* (2005) discutem que a amplitude do sinal de sEMG diminui e a frequência mediana do espectro de potência aumenta quando os eletrodos são colocados próximos um do outro ou sobre a ZI (BECK *et al.*, 2005). Entretanto, existe uma dificuldade para se identificar as ZI com as metodologias tradicionais de eletrodos bipolares (BECK *et al.*, 2006). Apesar destas informações, investigações recentes têm encontrado resultados conflitantes sobre o efeito da DIE na amplitude do sinal e no domínio da frequência (BECK *et al.*, 2005).

Logo, seguindo o raciocínio de Kossev *et al.* (1998), que discutem a importância de se investigar contrações dinâmicas, apesar da existência de um limitado número de estudos nesta direção, o objetivo deste trabalho foi investigar a influência da DIE na amplitude do sinal de sEMG a partir de contrações isotônicas do bíceps braquial (BB), em diferentes cadências, durante o movimento de flexão e extensão do cotovelo.

## MATERIAIS E MÉTODOS

### Sujeitos

Participaram do estudo quinze sujeitos do sexo masculino (idade:  $22,8 \pm 3,6$  anos; massa corporal:  $75,5 \pm 11,6$  kg; estatura:  $1,76 \pm 0,09$  m), destros, e sem histórico de lesões em membros superiores e coluna lombar. Todos os sujeitos eram universitários e praticantes de atividade física. Todos assinaram termo de consentimento Livre e Esclarecido. O estudo foi submetido à apreciação do CEP/UFRJ e o mesmo está cadastrado sob o número 125/03. Para avaliar a dominância de membros superiores foi aplicado o *Edinburgh Handedness Inventory* (OLDFIELD, 1971).

### Sistema de Aquisição de dados

Para aquisição dos sinais de sEMG foi utilizado um eletromiógrafo ME3000P (impedância amplificador: 10 G $\Omega$ ; CMRR > 130 dB; ganho: 1000; filtro passa-banda: 20-500 Hz; frequência de amostragem: 1 kHz) de oito canais (Mega Electronics, Ltd, Finlândia) e um computador portátil (Pentium II) (Fig. 1).

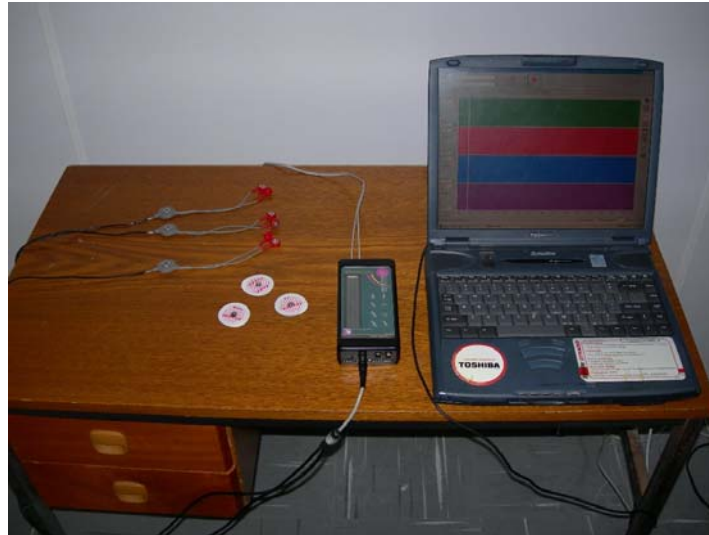


Figura 1: Sistema de aquisição de sinais de sEMG.

Foram utilizados eletrodos de superfície de Ag/AgCl (3M Korea Ltd., 27-3, Seul, Korea; 1 cm de diâmetro) e um Metrônomo Digital (GMT-200P, Groovin U.S.A Design) para controle da cadência de movimento (Fig. 2).



Figura 2: Metrônomo digital.

### Protocolo de Aquisição de dados

A atividade mioelétrica foi registrada a partir do ventre do músculo BB direito, por meio de dois pares de eletrodos em configuração bipolar. Um par, mais interno (C1), apresentava distância de 4,2 centímetros e o outro, mais externo, uma distância de 13 centímetros, centro a centro. A região de colocação dos eletrodos foi previamente preparada, mediante tricotomia e lavagem com água e sabão. O protocolo de colocação dos eletrodos foi realizado de acordo com o proposto pelas normas SENIAM (HERMENS *et al.*, 2000). Para isso, foi preciso identificar os seguintes pontos anatômicos: acrômio e fossa cubital. Sabida a distância entre estes pontos, foi estimada uma medida de 30% a partir do segundo ponto na direção do primeiro. Esta serviu como ponto médio para a colocação dos pares de eletrodos. Os eletrodos foram colocados sobre a linha determinada entre os pontos anatômicos supracitados, respeitando a direção das fibras musculares (Fig. 3). Os eletrodos de referência foram colocados o mais próximo possível dos epicôndilos medial e lateral do úmero.

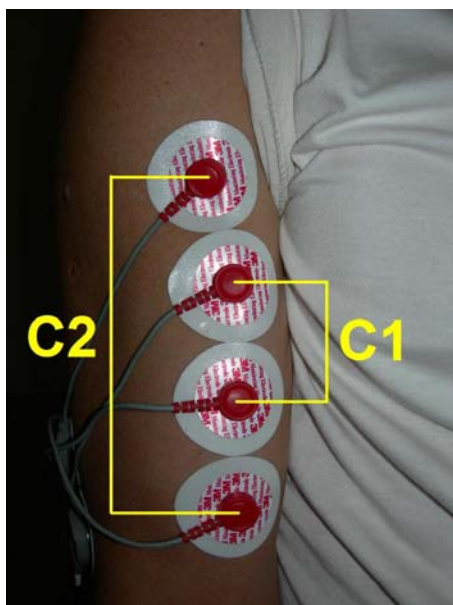


Figura 3: Protocolo de colocação de eletrodos. C1- Par interno e C2 - Par externo.

### **Procedimento do teste**

Os sujeitos eram informados sobre os procedimentos do teste e, previamente a cada coleta, puderam se familiarizar com o protocolo experimental por meio da realização de contrações dinâmicas do BB. Para a realização do teste, foi utilizado protocolo de aquisição com base em 3 diferentes cadências, todas arbitrariamente definidas, controladas por meio de um metrônomo que serviu como referência (30, 45, 60 bpm). Com isso, as velocidades estimadas de realização de movimento foram, respectivamente, 75°, 112,5° e 150°/segundo com base nos limites de flexão e extensão do cotovelo. A ordem das cadências foi determinada por meio de sorteio.

Para a realização dos testes, o indivíduo encontrava-se em posição ortostática, pernas alinhadas com os ombros, cabeça em posição neutra, joelhos semiflexionados e mão esquerda na altura da crista ilíaca esquerda (Fig. 4). A execução do teste se dava através de no mínimo três contrações concêntricas e excêntricas dos flexores de cotovelo, com uma carga estimada em 20% da CVM.



Figura 4: Posição adotada pelo sujeito para realização dos testes de contração.

### Determinação da carga alvo

Em não havendo a disponibilidade de um transdutor de força para aferir a carga máxima dos sujeitos, foi utilizada uma proposta alternativa baseada em parâmetros antropométricos e no cálculo de torque para determinação desta variável. Portanto, previamente a coleta dos sinais de sEMG, os avaliadores registravam as medidas de massa, estatura, dobra cutânea do tríceps e perímetro do braço, ambos do membro superior direito. O perímetro do braço foi medido a partir do ponto médio entre o acrômio e o olécrano, estando os indivíduos em posição ortostática e com o membro superior direito relaxado e estendido. A medição da dobra cutânea do tríceps foi realizada seguindo a padronização proposta por Pollock, *apud* Pompeu (2004). Para mensuração da massa corporal e da estatura foi utilizada uma balança mecânica (Filizola, resolução de 100 gramas). Para o perímetro do braço utilizou-se uma trena metálica e, para a dobra cutânea, um plicômetro (Slim Guide, resolução de 1 mm).

Obtidas estas medidas, foi utilizada a equação (1) para estimativa da área de secção transversa muscular do braço ( $AM_B$ ) (POMPEU *et al.*, 2004).

$$AM_B = \frac{[C - (T \times \pi)]^2}{(4 \times \pi)} \quad (1)$$

Onde:

**$AM_B$  representa a área de secção transversa total do braço ( $cm^2$ );**

**C** é perímetro do braço (cm);

**T** é a dobra cutânea tricipital (cm);

e  $\pi$ , constante igual a 3,14...;

Determinada a área de secção transversa total ocupada pelos músculos flexores e extensores do cotovelo, o passo seguinte foi extrair aquela representada somente pela parte flexora. Desta forma, a seguinte equação (2) foi aplicada:

$$A_f = AM_b \times 0,356 \quad (2)$$



Onde:

$A_f$  representa a área dos músculos flexores do braço;

$AM_b$  representa a área de secção transversa total do braço ( $\text{cm}^2$ );

e 0,356 a área relativa dos flexores primários (bíceps e o braquial) (ENOKA, 2000).

Determinada a área dos músculos flexores, o passo seguinte foi calcular a força dos músculos flexores primários do braço. A seguinte equação (3) foi estabelecida:

$$F_f = 63 \times A_f \quad (3)$$

Onde:

$F_f$  é a força dos flexores primários do braço;

63 é a tensão específica dos flexores (Newtons/ $\text{cm}^2$ ) (IKAI & FUKUNAGA, 1968);

e  $A_f$  representa a área de secção transversa dos músculos flexores do braço.

Em seguida, o último passo foi estimar a capacidade máxima de geração de força dos músculos flexores primários do cotovelo. A seguinte equação (4) foi estabelecida:

$$C_m = \frac{(F_f) \times 3,5}{B_r} \quad (4)$$

Onde:

$C_m$  significa Carga Máxima;

$F_f$  é a força dos flexores primários do cotovelo;

3,5 é o comprimento médio da alavanca dos flexores do cotovelo (cm) (ENOKA, 2000);

e  $B_r$  é o braço de resistência (cm) (Epicôndilo lateral ao processo estilóide do rádio).

O cálculo resultante proporcionava uma estimativa da carga máxima, cujo percentual de 20% foi determinado arbitrariamente, sendo este utilizado para a etapa de coleta.

Na realização das tarefas, foram utilizadas anilhas e uma barra curta cuja massa é igual 200 gramas. Portanto, algumas vezes não foi possível colocar as cargas determinadas pela estimativa, fazendo com que as mesmas fossem arredondadas.

### **Análise dos dados ou processamento do sinal**

A amplitude do sinal foi calculada com base na raiz média quadrática (valor RMS), segundo equação abaixo:

$$EMG_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T x^2(t) dt} \quad (5)$$

Onde,

T é definido como período;

E  $x$ , o trecho de sinal válido extraído a partir de  $T$ .

Cada período de sinal foi colhido a partir da utilização de um cursor (disponível no *software*), que permitia a marcação dos trechos de interesse para análise. Arbitariamente foram selecionados apenas os trechos intermediários (ex: havendo 5 contrações concêntricas e excêntricas, a terceira era a escolhida). A partir destes trechos, eram marcados o início e o fim do “*burst*” (Fig. 5). Portanto, não foi possível adquirir janelas ( $T$ ) de mesmo tamanho, sendo esta uma das limitações do estudo.

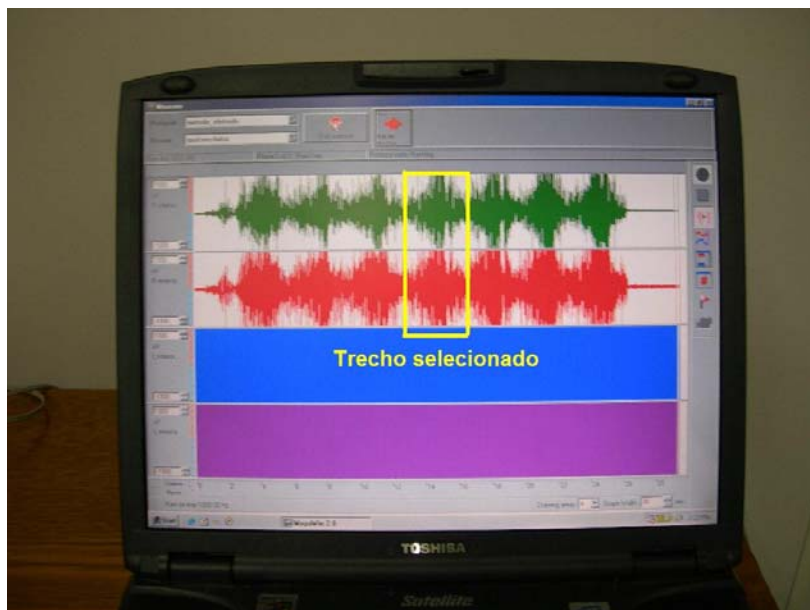


Figura 5: Exemplo do processo de seleção do *burst* de interesse.

### Análise Estatística

Foram comparadas as médias entre as 3 condições (cadências) e as distâncias C1 e C2, sendo ambas definidas como “fatores”. Desta forma, foi utilizada a análise de variância para medidas repetidas (*two way* - ANOVA), sendo o nível de significância adotado de ( $\alpha$ ) 0,05.

### RESULTADOS

A Figura 6 apresenta o resultados médios do valor RMS do sinal de sEMG, entre C1 e C2 nas três diferentes cadências de contrações concêntrica e excêntrica dos flexores do cotovelo.

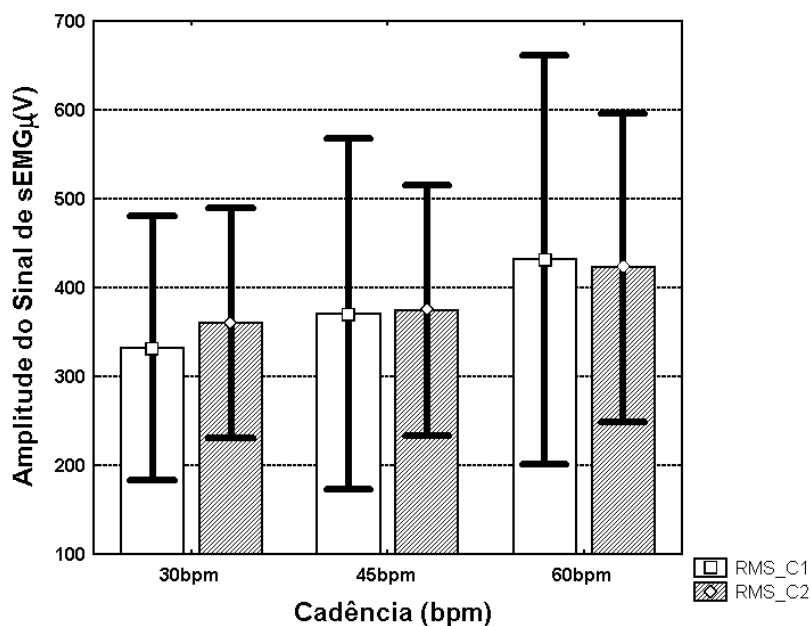


Figura 6: Valores médios ( $\pm$  DP) dos valores RMS de C1 e C2 nas três cadências (30, 45 e 60bpm).

Apesar de C2 (13 cm) apresentar valores médios de amplitude do sinal de sEMG superiores àqueles apresentados por C1 (4,2 cm), não foi observada diferença estatística significativa ( $F_{1,84} = 0,04942$ ;  $P = 0,824$ ) entre ambos os protocolos nas 3 cadências.

Na comparação entre as cadências, também foi observada uma tendência ao aumento do resultado médio do valor RMS do sinal de sEMG, de acordo com o

aumento das mesmas nas contrações dinâmicas, como é possível observar na Fig. 6. Entretanto, também não foi observada diferença estatística significativa ( $F_{2,84} = 1,7086$ ;  $P = 0,187$ ) entre as 3 cadências. Além disso, não foi observada interação entre ambos os fatores (distância e cadência) na modulação da amplitude do sinal sEMG ( $F_{2,84} = 0,08898$ ;  $P = 0,914$ ).

## DISCUSSÃO

A DIE tem sido fator de grande discussão no que se refere à modulação da amplitude do sinal de sEMG. Estudos têm sugerido que a amplitude do sinal de sEMG é maximizada quando eletrodos são colocadas no ventre muscular, mas entre a ZI e RT. Segundo Beck *et al.* (2007), alguns autores sugerem que as diferenças no modelo de resposta para a amplitude do sinal no torque podem ser devido a estratégias do controle motor que modulam o torque durante contrações concêntrica, excêntrica e isométrica. Para Malek *et al.* (2006), o aumento da amplitude do sinal de EMG com o aumento da produção de força tem sido atribuído ao progressivo recrutamento das UMs das fibras rápidas, que têm maiores amplitudes dos potenciais de ação e as mais altas taxas de disparo, aumentando a probabilidade de soma coerente e/ou sincronização dos potenciais. Neste estudo, a primeira descoberta foi que não existiam diferenças estatisticamente significativas na amplitude do sinal entre as duas DIEs.

Segundo Beck *et al.* (2006), existem quatro fatores potenciais que poderiam influenciar na amplitude de sEMG durante as contrações isotônicas: a) movimento das fibras musculares e ZI abaixo dos registros dos eletrodos; b) mudanças do comprimento do músculo; c) mudança na espessura do tecido entre o músculo e o registro dos eletrodos; e d) mudança no recrutamento das UMs e/ou taxa de disparo.

Para Beck *et al.* (2006), na maioria dos casos, o recrutamento e/ou a modulação da taxa de disparo das UMs são as primeiras variáveis de interesse, e os outros fatores criam “artefatos geométricos” no sinal de sEMG que confundiriam a interpretação da estratégia de controle motor. Para Beck *et al.* (2006), sugere-se que o movimento das fibras musculares e a ZI no registro dos eletrodos durante a contração isotônica poderiam ter uma influência significativa na amplitude de sEMG e esse problema seria particularmente sério em movimentos de grande amplitude, principalmente em testes isocinéticos e tarefas motoras relativas à prática desportiva.

Neste presente estudo, não foram observadas diferenças estatísticas significativas entre as amplitudes dos sinais de sEMG entre C1 e C2 (4,2 e 13 centímetros, respectivamente) nas três cadências (30, 45, 60 bpm) em contrações isotônicas dos flexores do cotovelo. Investigações prévias têm demonstrado resultados conflitantes sobre os efeitos das DIEs na amplitude do sinal de sEMG. Logo, com relação à tendência ao aumento da amplitude do sinal de sEMG, conforme o aumento das cadências, a princípio, a variável que explicaria este aumento seria a potência. Lembrando que os mecanismos de ativação das UMs estão relacionados à produção de energia e, conseqüentemente, à realização de trabalho. Logo, o aumento das cadências, considerando que todos os sujeitos realizavam contrações dinâmicas com uma carga estimada de 20% da CVM, ou seja, o mesmo torque para as três cadências, implicaria num aumento da potência e isto possivelmente refletiria no aumento da amplitude do sinal de sEMG. Entretanto, apesar desta tendência, não foi observada diferença estatística significativa nos resultados dos valores médios RMS de C1 e C2, nas três cadências de contração concêntrica e excêntrica dos flexores do cotovelo.

No que se refere à DIE, Beck *et al.* (2005) examinaram os efeitos das DIEs (2, 4 e 6 cm) na amplitude do sinal de sEMG do BB durante contrações isocinéticas e isométricas através da completa variação do torque submáximo para o torque máximo dinâmico (10 à 90% do torque máximo). Foi demonstrada uma relação linear entre o aumento na DIE e a amplitude do sinal de sEMG. Segundo Beck *et al.* (2005), a média de aumento foi de 12,9 % para 42,8% na amplitude absoluta no sinal de sEMG de acordo com o aumento da DIE de 2 para 6 cm. Em outro trabalho, Malek *et al.* (2006) verificaram os efeitos das DIE (2, 4 e 6 cm) na amplitude do sinal de EMG do vasto lateral (VL) no ciclo ergômetro, onde foi demonstrada diferença significativa entre as três DIEs para a amplitude absoluta do sinal de sEMG nos níveis de 80, 110, 140 e 170W.

No estudo aqui apresentado foi realizada, propositalmente, a não diminuição dos eletrodos por meio de recorte das bordas, com a intenção de que os resultados apresentados fossem similares aos que veríamos na clínica, utilizando os eletrodos comumente encontrados no mercado.

Segundo Malek *et al.* (2006), teoricamente com o aumento das DIEs, aumentaria a área de detecção dos potenciais de ação, ocorrendo aumento da amplitude do sinal de sEMG. Essa hipótese foi corroborada pelo aumento da amplitude média absoluta com o aumento das DIE (6 > 4 > 2 cm). Para De Luca *et al.* (1997), se o eletrodo for colocado

na ZI ou RT a amplitude do sinal diminuiria, o que é corroborado por Beck et al. (2006).

De acordo com Beck *et al.* (2005) e Malek *et al.* (2006) era possível que um dos pares de eletrodos estivesse sobre a ZI. Para Malek *et al.* (2006) a similaridade entre as DIEs para padrão de amplitude absoluta e normalizada na produção de força sugere que: (1) eletrodos não estavam na ZI, ou (2) eletrodos estavam na ZI, mas não afetaram o sinal de sEMG. Sugere-se que neste trabalho também possa ter ocorrido uma dessas duas hipóteses.

Num estudo realizado por Beck *et al.* (2007) foram examinados os efeitos da DIE na ZI estimada do VL. Foi colocado um par de eletrodos na ZI estimada do VL, assim como, um par de eletrodos sobre um ponto proximal e o outro, mais distalmente à ZI, durante contrações isocinéticas, concêntricas e excêntricas de 10% a 90% do pico de torque em 30 graus/s. Os achados deste estudo foram que a colocação dos eletrodos sobre a ZI estimada do VL não apontaram diferenças estatísticas significativas na amplitude absoluta e normalizada no sinal de sEMG. Porém, novos estudos são sugeridos a partir de metodologias melhores definidas para que outros autores possam segui-las. Nesta discussão, apesar de terem sido encontrados diferenças na amplitude absoluta no sinal de sEMG nas DIEs nos trabalhos de Beck *et al.* (2005) e Malek *et al.* (2006), as diferenças observadas pelos autores foram minimizadas quando o sinal era normalizado, não havendo, portanto, diferenças estatísticas na amplitude do sinal de sEMG normalizada entre as diferentes DIE. Portanto, as descobertas do presente trabalho estão de acordo com os resultados supracitados. Para Beck *et al.* (2005) é possível que a seletividade na escolha da DIE seja mais importante para examinar atividade de pequenos músculos da mão e antebraço do que grandes músculos de extremidade.

Outro aspecto relevante diz respeito ao tipo de processamento conduzido nos sinais de sEMG no presente estudo. Grande parte dos estudos (CHRISTENSEN *et al.*, 1995; KOSSEV & CHRISTOVA, 1998; BECK *et al.*, 2005) se utiliza de procedimentos de análise onde os sinais são segmentados em vários trechos, aumentando o nível de refinamento do cálculo de um parâmetro específico. Além disso, estes mesmos trechos poderão ser sobrepostos, aumentando ainda mais a consistência dos parâmetros estimados. Estas costumam ser algumas das considerações básicas no processamento e análise de alguns sinais biológicos em laboratórios de pesquisa. No caso específico deste trabalho, não foi possível efetuar tais procedimentos dado que o sistema de

aquisição e análise não oferecia tais ferramentas. Além disso, uma das propostas deste estudo foi também utilizar um sistema comercial de análise para este tipo de movimento, comum no processo de fortalecimento de pessoas saudáveis e com algum tipo de comprometimento neurológico e/ou músculo-esquelético de membros superiores. Logo, suspeita-se que a inexistência de diferenças estatísticas entre as cadências e as DIEs tenha ocorrido pela simplicidade do método de análise empregado, não sendo o mesmo capaz de detectar variações mínimas na amplitude do sinal de sEMG e que provavelmente se assemelha àqueles comumente utilizados em clínicas, academias de ginástica e/ou centros de treinamento.

## **CONCLUSÃO**

Este estudo teve como objetivo analisar a influência das diferentes DIEs (4,2 e 13 cm) na amplitude do sinal de sEMG em contrações dinâmicas do BB. Não foram observadas diferenças estatísticas significativas na amplitude no sinal de sEMG nas diferentes DIEs, assim como, não houve diferenças estatísticas significativas entre as amplitudes dos sinais de sEMG de acordo com o aumento das cadências.

Em outras investigações sugere-se a análise do sinal de sEMG em músculos menores através de eletrodos descartáveis como aqueles utilizados neste trabalho. Assim, seria possível verificar se o modelo de resposta dos eletrodos descartáveis comumente utilizados na clínica é o mesmo tanto para músculos grandes, quanto para músculos pequenos.

Sugere-se também que, apesar da ausência de diferenças estatísticas nas amplitudes dos sinais, quando comparadas em diferentes âmbitos (clínico e desportivo, por exemplo) onde são necessárias análises a partir da EMG, faz-se necessário ter grande atenção, principalmente no que se refere ao clínico, pois pequenas variações de amplitude poderão apresentar importante significado no processo de reabilitação do paciente. Além disso, estas pequenas diferenças poderão não ser detectadas caso o sistema de aquisição e análise não possua ferramentas mais robustas de análise e que permitam um recorte detalhado dos sinais de sEMG, sendo este, portanto, outro importante aspecto a ser considerado.

## REFERÊNCIAS

BECK, T. W.; HOUSH, T. J.; JOHNSON, G. O.; WEIR, J. P.; CRAMER, J. T.; COBURN, J.W.; MALEK, M.H. The effects of interelectrode distance on electromyographic amplitude and mean power frequency during isokinetic and isometric muscle actions of the biceps brachii. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 15, n. 5, p. 482-495, 2005.

BECK, T. W.; HOUSH, T. J.; CRAMER, J. T.; WEIR, J. P. The effects of electrode placement and innervation zone location on the electromyographic amplitude and mean power frequency versus isometric torque relationships for the vastus lateralis muscle. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, in press, corrected proof, 2006.

BECK, T. W.; HOUSH, T. J.; JOHNSON, G. O.; CRAMER, J. T.; WEIR, J. P.; COBURN, J. W.; MALEK, M. H. Electromyographic instantaneous amplitude and instantaneous mean power frequency patterns across a range of motion during a concentric isokinetic muscle action of the biceps brachii. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 16, n. 5, p. 531-539, 2006.

BECK, T. W.; HOUSH, T. J.; MIELKE, M.; CRAMER, J. T.; WEIR, J. P.; MALEK, M. H.; JOHNSON, G. O. The influence of electrode placement over the innervation zone on electromyographic amplitude and mean power frequency versus isokinetic torque relationships. **Journal of Neuroscience Methods**, v. 162, n. 1-2, p. 72-83, 2007.

CHRISTENSEN, H.; SOGAARD, K.; JENSEN, B. R.; FINSEN, L.; SJOGAAR, G. Intramuscular and surface EMG power spectrum from dynamic and static contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 5, n. 1, p. 27-36, 1995.

DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of applied Biomechanics**, v. 13 n. 2, p. 135-163, 1997.

DE LUCA, C. J. Surface Electromyography: detection and recording. By Delsys incorporated, 2002. <<http://www.delsys.com/KnowledgeCenter/Tutorials.html>>. Acesso em: 10 março, 2007.

DE LUCA, C. J. Electromyography. Encyclopedia of medical devices and instrumentation. John G. Webster Editora, 2006. Disponível em: <<http://www.delsys.com/KnowledgeCenter/Tutorials.html>>. Acesso em: 10 março, 2007.

ELFVING, B.; LILJEQUIST, D.; MATTSSON, E.; NÉMETH, G. Influence of interelectrode distance and force level on the spectral parameters of surface electromyographic recordings from the lumbar muscles **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 12, n. 4, p. 295-304, 2002.

ENOKA, R. M. Bases Neuromecânicas da Cinesiologia. 2a ed. São Paulo Editora Manole, 2000.



HERMENS, J. H.; FRERIKS, B.; KLUB, C. D. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 14, n. 4, p. 361-374, 2000.

IKAI, M.; FUKUNAGA, T. Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement **European Journal of applied physiology**, v. 26, n. 1, p. 26-32, 1968.

KAMEN, G.; CALDWELL, G. E. Physiology and interpretation of the Eletromyogram. **Journal of clinical Neurophysiology**, v. 13, n. 5, p366-384, 1996.

KOSSEV, A.; CHRISTOVA, P. Discharge pattern of human motor units during dynamic concentric and eccentric contractions. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control**, v. 109, n. 3, p. 245-255, 1998.

MALEK, M. H.; HOUSH, T. J.; COBURN, J. W.; WEIR, J. P.; SCHMIDT, J. R.; BECK, T. W. The effects of interelectrode distance on electromyographic amplitude and mean power frequency during incremental cycle ergometry. **Journal of Neuroscience Methods**, v. 151, n. 2, p. 139-147, 2006.

MERLETTI, R.; HOLOBAR, A.; FARINA, D. Two dimensional high density surface EMG (HD-EMG) technology and applications. In: CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY OF ELECTROPHYSIOLOGY AND KINESIOLOGY, 17, 2008, Niagara Falls, Ontario, Canada. **Anais...**CD-Rom, Jun/2008.

ODA, S.; MORITANI, T. Maximal isometric force and neural activity during bilateral and unilateral elbow flexion in humans. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 69, n. 3, p. 240-243, 1994.

OLDFIELD, R. C. The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. **Neuropsychologia**, v. 9, n. 1, p. 97-113, 1971.

POMPEU, F. A. M. S.; GABRIEL, D.; PENA, B. G.; RIBEIRO, P. Áreas de secção transversal do braço: implicações técnicas e aplicações para avaliação da composição corporal e da força dinâmica máxima **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 10 n. 3, p. 202-206, 2004.

## Contatos

[gustfio@click21.com.br](mailto:gustfio@click21.com.br)  
[flaviaftank@gmail.com](mailto:flaviaftank@gmail.com)  
[rafaelba@bol.com.br](mailto:rafaelba@bol.com.br)  
[leo\\_fisioterapeuta@hotmail.com](mailto:leo_fisioterapeuta@hotmail.com)  
[oliveiracg@hotmail.com](mailto:oliveiracg@hotmail.com)  
[marcoacg@unisys.com.br](mailto:marcoacg@unisys.com.br)

**Recebido em: 08/11/08.**

**Aprovado em: 30/09/08.**