



# Interpretação dos mecanismos de gradação da força muscular através da acelerometria

Thiago Torres da Matta<sup>1</sup>, Talita Adão Perini<sup>2</sup>, Glauber Lameira de Oliveira<sup>2</sup>, Juliana dos Santos Ornellas<sup>2</sup>, Angelina Adriana Louzada<sup>1</sup>, José Magalhães<sup>1</sup>, Luís Aureliano Imbiriba<sup>1</sup> e Marco Antonio Cavalcanti Garcia<sup>1</sup>

## RESUMO

O objetivo deste estudo foi caracterizar as componentes temporais e espectrais dos abalos musculares em diferentes níveis de contração muscular através da acelerometria. Participaram do estudo 15 indivíduos do sexo masculino e 12 do feminino, todos destros. O experimento consistiu de um teste de carga máxima (CM) que permitiu determinar cinco cargas percentuais administradas durante os testes de força (20%, 40%, 60%, 80% e 100% da CM), em isometria e por oito segundos cada. Um acelerômetro biaxial foi colocado sobre o ventre muscular do biceps braquial direito. A raiz média quadrática (valor RMS), um parâmetro temporal, e a frequência média (FME), um parâmetro espectral, foram extraídas dos sinais de acelerometria (sinal de MMG). Estes parâmetros foram analisados nas direções X (perpendicular às fibras) e Y (paralela às fibras). Ambos os grupos apresentaram comportamento decrescente da FME (Y) com a carga, sendo mais pronunciado para o grupo feminino. A variável FME (X), no grupo feminino, apresentou comportamento semelhante à FME (Y), sendo apenas observada diferença estatística significativa entre 20% da CM e todas as demais cargas ( $p = 0,0022$  para 40% e  $p < 0,0001$  para as demais). O grupo masculino não apresentou diferença estatística significativa entre as cargas. O valor RMS (Y) apresentou comportamento crescente com a carga para ambos os grupos, havendo diferenças entre as cargas de 20% e 40% da CM ( $p = 0,000$ ) e 80%, e 100% da CM ( $p = 0,01$ ) para o grupo masculino. No entanto, não foi observada diferença estatística significativa entre as cargas para o grupo feminino. Discute-se que durante a contração muscular ocorrem variações não uniformes do diâmetro da fibra, além de oscilações laterais de baixa frequência. Estas informações parecem ter forte correlação com a tipagem de fibras, o que poderia contribuir para melhor esclarecer os possíveis mecanismos envolvidos durante o processo de gradação da força muscular.

## ABSTRACT

### Interpretation of the mechanisms related to the muscular strength gradation through accelerometry

The aim of this study was to characterize the temporal and spectral components of the muscle contractions in different contraction levels through the accelerometry. Fifteen male and twelve female right-handed individuals participated in this study. The trial was constituted by a maximal workload (MW) test that allowed to determine five different workloads (20%, 40%, 60%, 80% and 100% of MW) which, by its turn, allowed to determine five percentage workloads during the strength test (20%, 40%, 60%, 80%, and 100% of the MW) in isometry during eight seconds each of them. A biaxial accelerometer was put on the muscular abdomen of the right brachii biceps muscle. The mean square root (RMS

**Palavras-chave:** Mecanomiografia. MMG. Vibromiografia. VMG. Abalo muscular.

**Keywords:** Mechanomyography. MMG. Vibromyography. VMG. Muscular contraction.

**Palabras-clave:** Mecanomiografia. MMG. Vibromiografia. VMG. Alteraciones musculares.

value), a temporal parameter, and the mean frequency (MFE), a spectral parameter were extracted from the accelerometry signals (MMG signals). Such parameters were analyzed towards the X (perpendicular to the fibers) and Y (parallel to the fibers) directions. Both groups presented a descent behavior pattern of the loaded MFE (Y), and the most accentuated was the female group. The MFE variable (X) in the female group presented similar behavior before the MFE (Y), and it was observed a statistically significant difference only between 20% of the MW and every other workload ( $p = 0.0022$  for 40% and  $p < 0.0001$  for the remaining). The male group did not present any statistically significant difference between workloads. The RMS value (Y) presented an ascent behavior with the workload in both genders, presenting differences between the 20% and 40% workloads of the MW ( $p = 0.000$ ), and 80% and 100% of the MW ( $p = 0.01$ ) in the male group. But it was observed no statistically significant difference between workloads in the female group. It is argued that during the muscular contraction, there is non-uniform variations on the fiber's diameter, besides the low frequency lateral oscillations. Such information seems to have strong correlation between the type of the fibers, and this could contribute for a better clarification on the possible mechanisms involved in the gradation process of the muscular strength.

## RESUMEN

### Interpretación de los mecanismos de graduación de la fuerza muscular a través de la acelerometría

El objetivo de este estudio fué el de caracterizar los componentes temporales y espectrales de las alteraciones musculares en diferentes niveles de la contracción muscular a través de la acelerometría. Participaron del estudio 15 individuos del sexo masculino y 12 del sexo femenino todos diestros. El experimento constó de un test de carga máxima (CM) que permitió determinar cinco cargas porcentuales administradas durante los tests de fuerza (20%, 40%, 60%, 80% y 100% de la CM), en isometría y por ocho segundos cada una. Un acelerómetro biaxial fué colocado sobre el vientre muscular del biceps braquial derecho. La raíz média cuadrada (valor RMS), un parámetro temporal, y la frecuencia média (FME), un parámetro espectral, fueron obtenidas de los señales de acelerometría (señal de MMG). Estos parámetros fueron analizados en las direcciones X (perpendicular a las fibras) e Y (paralela a las fibras). Ambos grupos presentaron un comportamiento decreciente de la FME (Y) con una carga, siendo mas pronunciado para el grupo femenino. La variable FME (X), en el grupo femenino, presentó um comportamiento semejante a la FME (Y), siendo apenas observada diferencia estadísticamente significativa entre 20% de la CM y todas las demas cargas ( $p = 0,0022$  para 40% y  $p < 0,0001$  para las demás). El grupo masculino no presentó diferencia estadística significativa entre las cargas. El valor RMS (Y) presentó com-

1. Laboratório de Biomecânica da EEFD/UFRJ.

2. Laboratório de Fisiologia do Exercício da EEFD/UFRJ.

Recebido em 25/4/05. 2ª versão recebida em 29/5/05. Aceito em 3/8/05.

**Endereço para correspondência:** Marco Antonio Cavalcanti Garcia, Rua maranhão, 305, casa 5, Méier – 20720-230 – Rio de Janeiro, RJ. E-mail: garcia@eefd.ufrj.br; marcoacg@unisyys.com.br

portamiento creciente con la carga para ambos grupos, habiendo diferencias entre las cargas de 20% y 40% de la CM ( $p = 0,000$ ) e 80%, e 100% de la CM ( $p = 0,01$ ) para o grupo masculino. No obstante, no se observó diferencia estadística significativa entre las cargas para el grupo femenino. Se discute que durante la contracción muscular ocurren variaciones no uniformes del diámetro de la fibra, a parte de las oscilaciones laterales de baja frecuencia. Estas informaciones parecen tener fuerte correlación con un tipo de fibras, que podría contribuir para aclarar mejor los posibles mecanismo del proceso durante el proceso de graduación de la fuerza muscular.

## INTRODUÇÃO

Os mecanismos que envolvem o fenômeno da contração muscular ainda constituem importante objeto de estudo nas áreas de Fisiologia e Biomecânica. Diferentes autores têm-se dedicado a entender como a gradação de força acontece em diferentes condições, principalmente em situações tais como a fadiga muscular<sup>(1)</sup>, o envelhecimento<sup>(2)</sup> e sob influência de programas de treinamento<sup>(3)</sup>. Nesse contexto, dois processos são normalmente considerados: o recrutamento de unidades motoras (UMs) e a variação em frequência de potenciais de ação das unidades motoras recrutadas (PAUMs).

Visando entender como esses processos são modulados durante a contração muscular, alguns autores têm utilizado a eletromiografia (EMG) como ferramenta de interpretação através da atividade mioelétrica (sinal de EMG) gerada pelo músculo de interesse. Logo, submetendo um sujeito a diferentes níveis e tipos de contração, é possível, através do sinal de EMG, extrair, por exemplo, diferentes parâmetros nos domínios do tempo e da frequência para fins de interpretação dos mecanismos de gradação da força muscular<sup>(4)</sup>. Por outro lado, há trabalhos que sugerem que o conhecimento das características mecânicas envolvidas no processo contrátil também seja considerado, de forma que também haja melhor compreensão sobre os processos de gradação da força do ponto de vista mioelétrico<sup>(5)</sup>.

Nesse sentido, outra técnica de análise da contração muscular, que se vem popularizando, é a mecanomiografia (MMG). A MMG se caracteriza, basicamente, pelo uso de microfones que, colocados sobre a superfície do músculo, captam ruídos que refletem os abalos musculares decorrentes da chegada dos PAUMs às fibras musculares<sup>(6,7)</sup>. Esses abalos, que podem se concentrar, principalmente, em uma faixa de frequência definida entre 5 e 50Hz, representariam pequenas vibrações e/ou ondas de pressão produzidas por mudanças dimensionais das fibras em atividade, principalmente em seus eixos transversais<sup>(8)</sup>. Segundo Neering *et al.*<sup>(8)</sup>, esse processo ocorre pela redistribuição de material aquoso presente no sarcoplasma e ainda destacam que, apesar dessas variações se apresentarem de forma não-uniforme, poderiam, inclusive, contribuir na identificação de algumas características estruturais das fibras musculares. Logo, com o aumento na taxa de disparos de PAUMs, uma das estratégias de aumento da força muscular, haverá redução nos intervalos entre os abalos, que se somarão e que irão conduzir, no caso de uma contração máxima, a um estado conhecido como tetania<sup>(9)</sup>.

Além do uso de microfones para o estudo dos abalos musculares, outro tipo de sensor que vem sendo sugerido como forma alternativa de estudo são os acelerômetros. Supõe-se que, em função dos abalos musculares produzirem vibrações, e que estas vibrações ocorreriam tanto na direções paralela e perpendicular à direção das fibras musculares, sensores deste tipo seriam capazes de detectar esses movimentos<sup>(10)</sup>. Portanto, essa técnica também tem sido identificada como vibromiografia (VMG) e/ou aceleromiografia (AMG). Todavia, poucos estudos discutem o real significado das vibrações geradas em ambas as direções e em função da força muscular.

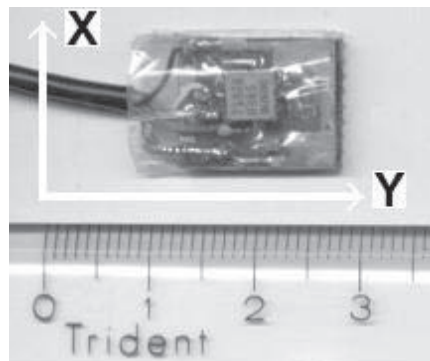
Dentre os trabalhos que são apresentados na literatura, a grande maioria desenvolve suas discussões a partir das vibrações geradas lateralmente pelas fibras musculares, deixando implícito que somente nessa direção há algum significado fisiológico. No entanto, Ouamer *et al.*<sup>(11)</sup>, apesar de apontarem os sinais mecânicos oriundos das vibrações musculares como promissores em aplicações clínicas, também ressaltam a falta de informações sobre os reais mecanismos envolvidos nesse fenômeno, principalmente no que diz respeito às vibrações geradas longitudinalmente às fibras. Esses mesmos autores, utilizando-se de microfones distribuídos sobre o ventre muscular do biceps braquial, sugerem que o padrão de recrutamento de UMs e a frequência dos PAUMs poderiam ser melhor fundamentados quando consideradas ambas as direções (perpendicular e longitudinal às fibras) das vibrações musculares, inclusive contradizendo grande número de autores quanto ao real significado das oscilações laterais<sup>(11)</sup>.

Sendo assim, em função de não terem sido encontrados trabalhos na literatura que discutam o abalo muscular em ambas as direções (perpendicular e longitudinal às fibras) através da aplicação da acelerometria, o presente estudo teve como objetivo preencher essa lacuna do conhecimento sobre a técnica proposta, caracterizando as componentes temporais e espectrais dos sinais de MMG, em ambas as direções, em função da força muscular gerada pelo músculo biceps braquial, mas também em diferentes níveis de contração e comparando ambos os sexos.

## MATERIAIS E MÉTODOS

A amostra foi composta por dois grupos de ambos os sexos, sendo 15 do sexo masculino (idade de  $24,0 \pm 5,25$  anos) e 12 do feminino (idade de  $21,7 \pm 1,5$  anos), alunos do curso de graduação em Educação Física da EEFD/UFRJ, destros, praticantes de atividade física regular e sem histórico de lesões do sistema músculo-esquelético de membros superiores. Todos os voluntários receberam orientação sobre os procedimentos adotados e assinaram termo de consentimento de participação no estudo, submetido ao Comitê de Ética do HUCFF/UFRJ sob o número 125/03.

O sistema de aquisição foi composto de um computador (*Pentium* – 200MHz), um conversor analógico-digital (*DaqPad 1200* – National Instruments, EUA) de 12 bits e faixa dinâmica de  $\pm 5V$ . Para a captação dos sinais de MMG, foi utilizado um sistema de acelerometria (modelo ADXL202E, Analog Devices, EUA), biaxial, com banda passante de 200Hz e sensibilidade de 315mV/g ( $g$  = aceleração da gravidade), cuja massa total era de 1,5 grama (figura 1). Esse sistema foi desenvolvido no Laboratório de Biomecânica da EEFD/UFRJ e permitiu medir acelerações de até 2g. A frequência de amostragem foi de 2kHz. Os programas de aquisição e processamento dos sinais, assim como o desenvolvido para a realização dos testes de força, foram elaborados em *LabVIEW 5.0* (National Instruments, EUA).



**Fig. 1** – Acelerômetro e os eixos definidos quanto às direções das acelerações medidas (X – vibrações laterais das fibras musculares; Y – vibrações longitudinais das fibras musculares). Uma régua é colocada ao lado do acelerômetro para melhor visualização das suas dimensões.

Para a realização dos testes foi desenvolvido um aparato mecânico para apoio do membro superior direito e utilizado um sistema de dinamometria com capacidade para regulagem individual de altura e distância em relação à articulação do ombro direito, mantendo-o em abdução de 70° (figura 2). Um dinamômetro (Kratos Dinamômetros Ltda.), fixado ao solo, junto ao suporte, foi utilizado para a aquisição dos sinais de força. Durante a realização dos testes, cada voluntário permanecia sentado, com as articulações do joelho e quadril flexionadas em aproximadamente 90°; e membro superior direito abduzido, segundo a figura 2.

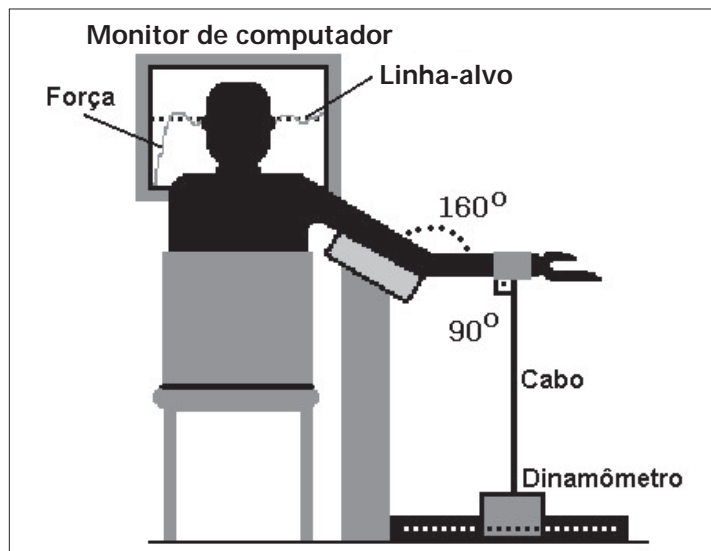


Fig. 2 – Esquema do aparato mecânico e do posicionamento do voluntário em relação ao sistema de aquisição de força e ao monitor de computador

O protocolo experimental constou de um teste de carga máxima (CM) por 6s. A partir desse dado foram calculadas as cargas percentuais administradas durante os testes de força: 20%, 40%, 60%, 80% e 100% da CM. Os testes foram realizados em um único dia e cada contração, do tipo isométrico, foi mantida por oito segundos, havendo um intervalo mínimo de dois minutos entre cada. Para o alcance da carga-alvo, cada voluntário recebeu *feedback* visual com o auxílio de um monitor de computador (figura 2), para cada uma das cargas administradas em ordem aleatória, através de um sorteio realizado antes de cada aquisição. Além disso, todos os voluntários receberam estímulo verbal por parte do experimentador.

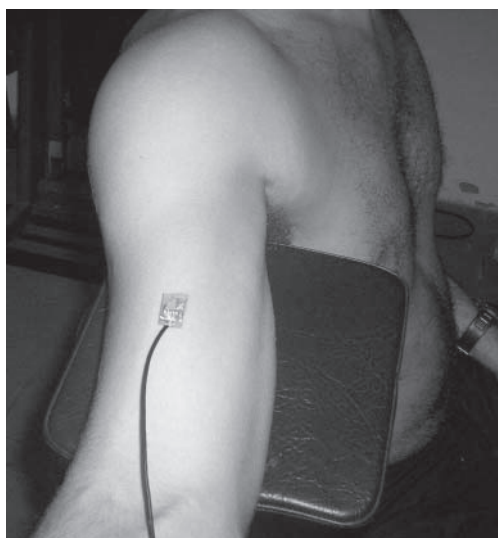


Fig. 3 – Posicionamento do acelerômetro sobre o ventre muscular do bíceps braquial direito segundo protocolo para colocação de eletrodos de superfície de EMG

Em função da inexistência na literatura de um protocolo claro de colocação para o acelerômetro, o mesmo foi colocado sobre a região ventral do músculo bíceps braquial direito através de uma fita dupla-face, seguindo protocolo sugerido por Hermens *et al.*<sup>(12)</sup> para a colocação de eletrodos de superfície em aquisição de sinais de EMG. Esse protocolo está baseado na distância tomada entre o acrômio e a fossa cubital, próximo à linha articular do cotovelo. Feita essa medida, com o sujeito na posição adotada para a aquisição dos sinais de MMG, a 1/3 da fossa cubital foi colocado o acelerômetro (figura 3).

A aquisição dos sinais de força e de MMG foi definida a partir do alcance da carga-alvo, perdurando por 8 segundos. No entanto, para a análise dos dados, foram somente estudados os 6 segundos intermediários de cada sinal obtido, excluindo, portanto, o primeiro e último segundo. Tal procedimento foi adotado para que se pudesse alcançar o mínimo de estacionaridade dos sinais de MMG a partir do comportamento dos sinais de força (figura 4).

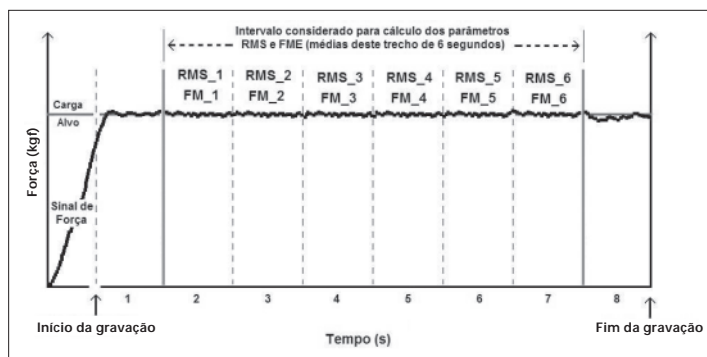


Fig. 4 – Exemplo do procedimento adotado para registro dos sinais de MMG a partir dos sinais de força que serviram como referência para cálculo dos diferentes parâmetros de análise nos domínios do tempo e da frequência

Foram calculados os seguintes parâmetros a partir dos sinais de MMG nas direções X (perpendicular às fibras musculares) e Y (paralela às fibras musculares): A frequência média (FME), um parâmetro que discrimina o comportamento das componentes de frequência do sinal a partir do espectro de potência; e a raiz média quadrática (valor RMS), um parâmetro temporal que reflete a variação de sua amplitude. Cada um desses parâmetros foi, por sua vez, extraído de janelas de 1 segundo dos trechos intermediários selecionados. Em seguida, foi calculada a média aritmética dos parâmetros para os 6 segundos dos sinais colhidos, como sugerido através da figura 4.

A FME foi obtida a partir do espectro de potência do sinal ( $S_m(f)$ ), calculado via Transformada Rápida de Fourier (FFT). Esse método, que permite determinar todas as componentes de frequência que compõem o sinal, pode ser expresso matematicamente da seguinte maneira:

$$MMG_{FME} = \frac{\int_0^f f S_m(f) df}{\int_0^f S_m(f) df} \quad (1)$$

Onde,  $S_m(f)$  é a função de densidade espectral do sinal de MMG referente a 1 segundo.

O valor RMS, que determina a variação na amplitude, foi obtido, por sua vez, através da seguinte equação:

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

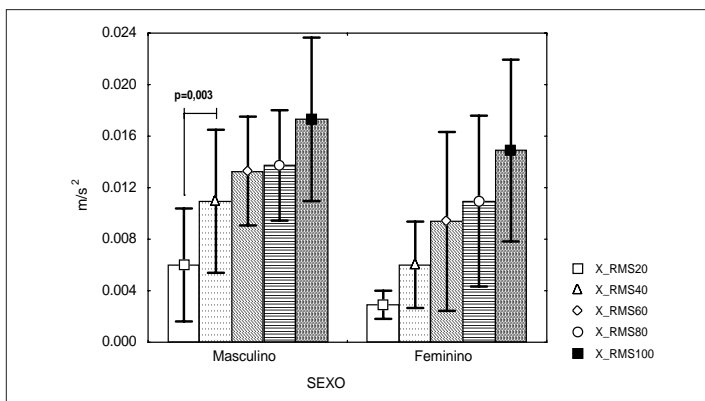


Onde,  $x(t)$  é o trecho de sinal no segmento de duração  $T$ , também igual a 1 segundo.

Para a comparação dos parâmetros entre as cinco cargas estudadas foi utilizada ANOVA *two-way* ( $\alpha = 0,05$ ) e análise *post-hoc* Tukey *HSD*. A análise dos dados foi realizada através do programa *Statistica*® 6.0 (StatSoft, EUA).

## RESULTADOS

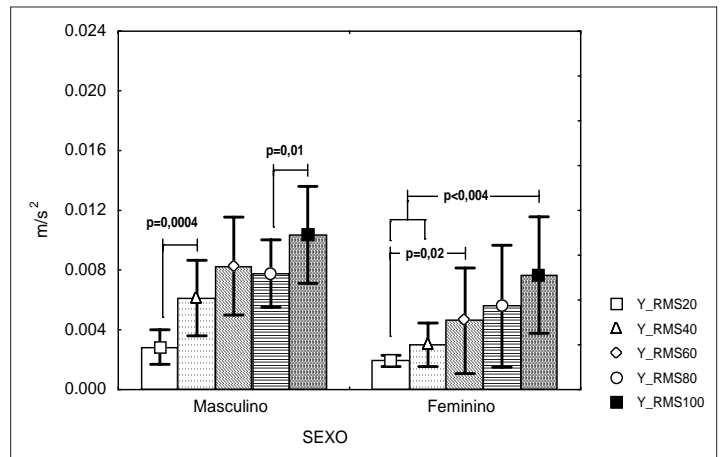
A amplitude do sinal entre os grupos, analisada através do valor RMS em X (eixo perpendicular à direção das fibras), não apresentou diferença estatística para o fator "sexo" ( $F_{(1,25)} = 4,08$ ;  $p = 0,054$ ), havendo, entretanto, diferença entre as "cargas" ( $F_{(4,100)} = 47,03$ ;  $p = 0,0000$ ). Além disso, não houve interação entre esses dois fatores ( $F_{(4,100)} = 0,62$ ;  $p = 0,64$ ). O valor RMS em X apresentou resultados médios mais altos com o aumento gradual da carga quando comparados àqueles calculados em Y. No entanto, essa diferença não foi testada estatisticamente. Outra diferença observada na comparação entre os valores RMS obtidos nas duas direções, também não testada estatisticamente, foi a maior variabilidade dos dados entre os sujeitos da amostra para X. A análise *post-hoc* de Tukey mostrou diferença estatística significativa apenas entre 20 e 40% da CM ( $p = 0,003$ ) para o grupo masculino (figura 5).



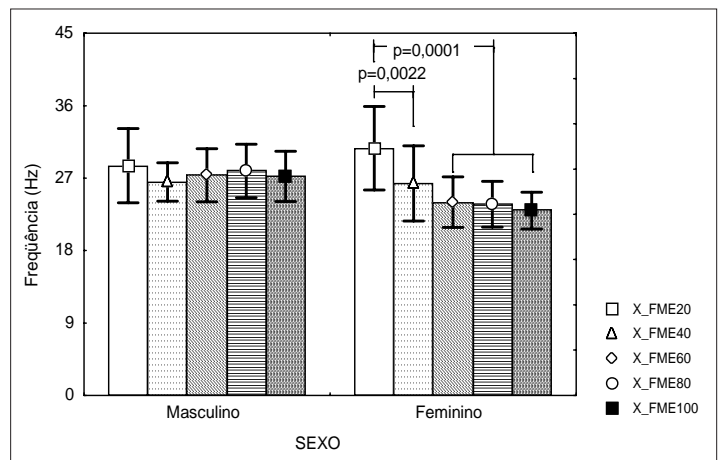
**Fig. 5** – Comportamento médio ( $\pm$  desvio-padrão) das acelerações alcançadas (valor RMS) na direção X (perpendicular às fibras musculares) para todas as cargas e para ambos os sexos

Quanto ao comportamento do valor RMS em Y (eixo paralela à direção das fibras), por outro lado, este apresentou diferenças estatísticas significativas para os fatores "sexo" ( $F_{(1,25)} = 8,39$ ;  $p = 0,0077$ ) e "cargas" ( $F_{(4,100)} = 45,89$ ;  $p = 0,0000$ ). Mesmo assim, não houve interação entre ambos os fatores ( $F_{(4,100)} = 2,00$ ;  $p = 0,09$ ). A análise *post-hoc* de Tukey identificou que o valor RMS (Y) apresentou comportamento crescente com a carga, havendo maiores diferenças entre as cargas de 20% e 40% da CM ( $p = 0,0004$ ) e 80% e 100% da CM ( $p = 0,01$ ) para o grupo masculino. O grupo feminino apresentou comportamento semelhante àquele observado no masculino, mas não foi detectada diferença estatística significativa entre as cargas ( $p > 0,05$ ). Quando comparados os grupos, o masculino apresentou resultados médios superiores aos encontrados no grupo feminino somente entre as cargas de 40% ( $p = 0,001$ ), 60% ( $p = 0,002$ ) e 100% ( $p = 0,01$ ) da CM (figura 6).

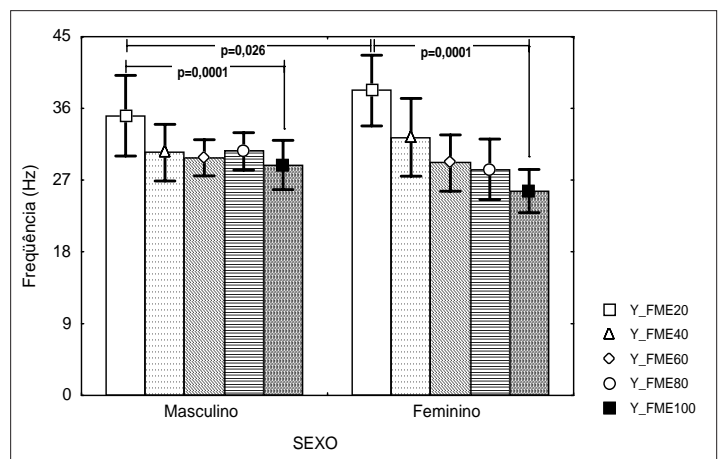
A FME em X (eixo perpendicular à direção das fibras), entre ambos os sexos, não apresentou diferença estatística significativa ( $F_{(1,25)} = 2,72$ ;  $p = 0,1115$ ), mas houve diferença entre as "cargas" ( $F_{(4,100)} = 19,14$ ;  $p = 0,00000$ ) e interação entre os fatores ( $F_{(4,100)} = 12,02$ ;  $p = 0,00000$ ). A variável FME (X), no grupo feminino, apresentou um comportamento semelhante a FME (Y), sendo apenas observada diferença estatística significativa entre 20% da CM e todas as demais cargas ( $p = 0,0022$  para 40% e  $p < 0,0001$  para as demais). Quanto ao grupo masculino, não foi observada diferença estatística significativa entre as cargas (figura 7).



**Fig. 6** – Comportamento médio ( $\pm$  desvio-padrão) das acelerações alcançadas (valor RMS) na direção Y (longitudinal às fibras musculares) para todas as cargas e para ambos os sexos



**Fig. 7** – Comportamento médio ( $\pm$  desvio-padrão) das frequências alcançadas (FME) na direção X (perpendicular às fibras musculares) para todas as cargas e para ambos os sexos



**Fig. 8** – Comportamento médio ( $\pm$  desvio-padrão) das frequências alcançadas (FME) na direção Y (longitudinal às fibras musculares) para todas as cargas e para ambos os sexos

A FME em Y (eixo paralela à direção das fibras) apresentou comportamento semelhante ao apresentado pela FME em X, ou seja, ausência de diferença estatística entre o fator "sexo" ( $F_{(1,25)} = 0,35$ ;  $p = 0,85$ ) e diferenças entre as "cargas" ( $F_{(4,100)} = 61,25$ ;  $p = 0,0000$ ), além de interação entre os dois fatores ( $F_{(4,100)} = 8,87$ ;  $p = 0,00000$ ). O grupo masculino apresentou uma FME (Y), em 20% da CM, superior ( $p < 0,05$ ) àquelas apresentadas nos outros níveis. Entre os

outros níveis de contração (40%, 60%, 80% e 100% da CM) não foi observada diferença estatística significativa ( $p > 0,05$ ). Por outro lado, o grupo feminino apresentou tendência de queda da FME (Y) mais pronunciada com o aumento da carga (figura 8).

## DISCUSSÃO

Segundo Neering *et al.*<sup>(6)</sup>, durante a contração muscular, parte do material aquoso presente no sarcoplasma é redistribuído a outras partes da fibra muscular, o que conduziria a mudanças no volume de diferentes trechos ao longo de sua estrutura e gerando ondas de pressão distribuídas lateralmente. Esses autores destacam que as variações se apresentam de forma não uniforme, mas que podem, inclusive, contribuir na identificação de algumas características estruturais das fibras musculares, como já ressaltado. Como grande parte dos estudos em MMG se baseia na utilização de microfones especialmente adaptados para a captação do sinal gerado a partir da mudança de volume das fibras, o comportamento no domínio da frequência é definido com um aumento da FME em relação ao aumento no nível da contração muscular<sup>(13)</sup>. Através da acelerometria, método usado neste trabalho, foi possível observar um comportamento decrescente da FME em ambas direções (X e Y) com o aumento no nível percentual da CM, principalmente no grupo feminino. Esses resultados corroboram com a teoria do processo de fusão mecânica das unidades motoras, decorrente do aumento da taxa de disparos dos PAUMs quando há aumento no nível de contração<sup>(14)</sup>. A justificativa para essas possíveis diferenças está no fato de que a pele e a camada de tecido adiposo podem atuar como um filtro do tipo "passa-baixas", atenuando as componentes de mais alta frequência do sinal quando colhido através de um acelerômetro<sup>(15)</sup>. Além disso, discute-se que as componentes de frequência do sinal de MMG são fortemente dependentes do tipo de fibra muscular<sup>(7)</sup>. Logo, para estabelecer uma razão para esse comportamento da FME, principalmente em Y, seria necessário obter maiores informações quanto ao tipo de fibra dos sujeitos avaliados. Mesmo assim, acredita-se que em baixos níveis de contração a atividade de um número reduzido de unidades motoras conduziria a um quadro de "tremor" do músculo, sendo este sinal de pequena amplitude, observado através do valor RMS, mas com componentes de alta frequência. Elevado o nível de contração, com mais UMs recrutadas e contraindo em fase, haveria aumento da amplitude e redução das componentes de frequência, ambas em X<sup>(14)</sup>.

O valor RMS (X) apresentou comportamento crescente com a carga. Yoshitake *et al.*<sup>(6)</sup> discutem que um aumento no valor RMS nessa direção é definido pelo aumento na somação dos potenciais de ação das unidades motoras. Comparando os resultados encontrados, supõe-se que o grupo do sexo masculino, com valores médios superiores àqueles do sexo feminino, apresente maior taxa de fibras do tipo II. Portanto, ao contrário de indivíduos do sexo feminino, que poderiam apresentar menor proporção desse tipo de fibra, o sinal de MMG, em X, resultaria nesse comportamento, inicialmente esperado. Quanto à amplitude do sinal de MMG em Y, não foi encontrado qualquer trabalho na literatura que apresentasse comportamento crescente com o nível de contração, exceto com a utilização de microfones. Portanto, ainda não foi possível estabelecer uma relação entre os mecanismos discutidos por Neering *et al.*<sup>(6)</sup> e o valor RMS em Y. Mesmo assim, supõe-se que os componentes elásticos em série do músculo, comumente representados pelos tendões em modelos mecânicos, possuam algum tipo de interferência neste comportamento.

## CONCLUSÃO

Quanto à técnica apresentada, sem dúvida alguma há grande número de lacunas a serem respondidas, não só relacionadas às limitações metodológicas, mas também quanto à interpretação dos

mecanismos de gradação da força muscular. Dado o pouco conhecimento sobre as características do sinal de MMG, a sua aquisição foi determinada através de contrações isométricas, ou seja, sem variações significativas do comprimento muscular, variável esta determinante na produção de força muscular e que poderia introduzir alguma forma de "ruído" no sinal. Além disso, por se tratar da utilização de um acelerômetro biaxial, a não utilização de uma forma dinâmica de contração foi escolhida para que artefatos de movimento também não fossem introduzidos no sinal, dado que este trabalho teve por objetivo caracterizar algumas de suas propriedades básicas. Dessa forma, ao aplicarmos um único acelerômetro biaxial sobre o ventre muscular e estabelecer a aquisição em condições não dinâmicas, pôde-se obter maior segurança nos resultados aqui encontrados.

Mesmo assim, apesar do pouco conhecimento sobre esta técnica, a aplicação da acelerometria demonstrou ser de fácil utilização e baixo custo. No entanto, apesar do potencial de contribuição sobre os possíveis mecanismos envolvidos durante o processo de gradação da força muscular em diferentes condições, inclusive de forma associada a EMG, e por ainda não se tratar de uma técnica disponível comercialmente, o que dificulta a sua reprodução, necessidade de número maior de estudos com diferentes grupos musculares e sob diferentes condições de contração, a fim de melhor avaliar a consistência de cada um desses parâmetros extraídos nos domínios do tempo e da frequência do sinal de MMG.

## AGRADECIMENTOS

À divisão de Assistência ao Estudante (DAE) da UFRJ pela concessão da *Bolsa de Apoio* a estudante Angelina Adriana Louzada.

---

*Todos os autores declararam não haver qualquer potencial conflito de interesses referente a este artigo.*

---

## REFERÊNCIAS

1. Lin M, Liang H, Lin K, Hwang Y. Electromyographical assessment on muscular fatigue – An elaboration upon repetitive typing activity. *J Electromyogr Kinesiol* 2004;14:661-9.
2. Hinman RS, Cowan SM, Crossley KM, Bennell KL. Age-related changes in electromyographic quadriceps activity during stair descent. *J Orthop Res* 2005;23:322-6.
3. Clarys JP, Alewaeters K, Zinzen E. The influence of geographic variations on the muscular activity in selected sports movements. *J Electromyogr Kinesiol* 2001;11:451-7.
4. Karlsson S, Gerdle B. Mean frequency and signal amplitude of the surface EMG of the quadriceps muscles increase with increasing torque – a study using the continuous wavelet transform. *J Electromyogr Kinesiol* 2001;11:131-40.
5. Hof AL. Muscle mechanics and neuromuscular control. *J Biomech* 2003;36:1031-8.
6. Yoshitake Y, Shinohara M, Eu H, Moritani T. Characteristics of surface mechanomyogram are dependent on development of fusion motor units in humans. *J Appl Physiol* 2002;93:1744-52.
7. Yoshitake Y, Moritani T. The muscle sound properties of different muscle fiber types during voluntary and electrically induced contractions. *J Electromyogr Kinesiol* 1999;9:209-17.
8. Neering IR, Quesenberry LA, Morris VA, Taylor SR. Nonuniform volume changes during muscle contraction. *Biophys J* 1991;59:926-32.
9. Enoka RM. *Bases Neuromecânicas da Cinesilogia*. 4ª ed. São Paulo: Manole, 2000.
10. Matheson GO, Maffey-Ward L, Mooney M, Ladly K, Fung T, Zhang YT. Vibromyography as a quantitative measure of muscle force production. *Scandinavian Journal Rehabil Med* 1997;29:29-35.
11. Ouamer M, Boiteaux M, Petitjean M, Travens L, Salès A. Acoustic myography during voluntary isometric contraction reveals non-propagative lateral vibration. *J Biomech* 1999;36:1031-8.
12. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. European Recommendations for Surface Electromyography – SENIAM Project, n. 8, 1999.
13. Oster G, Jaffe JS. Low frequency sounds from sustained contraction of human skeletal muscle. *Biophys J* 1980;30:119-28.
14. Akataki K, Mita K, Watakabe M, Itoh K. Mechanomyogram and force relationship during isometric ramp contractions of the biceps brachii muscle. *Eur J Appl Physiol* 2001;84:19-25.
15. Jaskóska A, Brzenczek W, Kisiel-Sajewicz K, Kawczyński A, Marusiak J, Jaskólski A. The effect of skinfold on frequency of human muscle mechanomyogram. *J Electromyogr Kinesiol* 2004;14:217-25.