

A mecanomiografia como técnica não-invasiva para o estudo do comportamento dos diferentes tipos de unidades motoras

Cíntia de la Rocha Freitas*
Marco Aurélio Vaz**
Antônio Carlos Stringhini Guimarães***
Michel Arias Brentano****

Resumo

Músculos esqueléticos são constituídos por diferentes tipos de unidades motoras que apresentam características fisiológicas e mecânicas também diferentes. A predominância de um tipo de unidade motora define as propriedades características globais do músculo. A mecanomiografia é uma técnica não-invasiva que registra as vibrações ou sons produzidos pelo músculo esquelético ao se contrair. Existem evidências de que essa técnica fornece informações sobre as propriedades fisiológicas e mecânicas do músculo esquelético. O presente estudo tem por objetivos discutir as propriedades funcionais e mecânicas do músculo esquelético, bem como as possibilidades do uso da mecanomiografia no estudo do comportamento dos diferentes tipos de unidades motoras.

Abstract

Skeletal muscles are composed by different motor unit types that have different physiological and mechanical characteristics as well. The predominance of a specific motor unit type defines the general muscle properties. Mechanomyography is a non-invasive technique which records the sounds and vibrations produced by skeletal muscle during contraction. There are evidences that this technique gives information about skeletal muscle physiological and mechanical properties. The purpose of this study is to discuss the functional and mechanical properties of skeletal muscle, as well as discuss the possibilities of using mechanomyography to study the behavior of different motor unit types.

INTRODUÇÃO

Uma vibração mecânica é o movimento de um corpo que oscila em torno de uma posição de equilíbrio (Beer e Johnson, 1987). Esse movimento ou oscilação é geralmente produzido por uma "função causadora", e depende das propriedades materiais do sistema. Quando esse movimento oscilatório atinge a superfície do sistema, ocorrem áreas de alta e baixa pressão devido ao deslocamento de moléculas do meio (ar, água) no qual o sistema está imerso (Bolton et al., 1989).

Esse comportamento oscilatório das moléculas no meio em redor do sistema produz ondas sonoras (Serway e Faughn, 1985).

Sempre que o músculo se contrai, ele produz vibrações que se traduzem por oscilações da pele que recobrem esse músculo. Essas oscilações e os sons correspondentes podem ser detectadas por meio de acelerômetros colocados sobre a superfície da pele (Barry, 1992; Barry et al., 1992; Jorgensen e Lammert, 1976; Lammert et al., 1976; Zhang et al., 1992; Vaz, 1996) e por meio de microfones de

contato afixados à pele (Barry, 1987, 1991; Barry e Cole, 1990; Barry e Gooch, 1986; Barry et al., 1985; Bolton et al., 1989; Orizio, 1993; Oster e Jaffe, 1980), respectivamente.

A mecanomiografia (MMG) é uma técnica não-invasiva que registra as vibrações ou sons produzidos pelo músculo esquelético ao se contrair (Vaz & Herzog, 1999). Nesta revisão o termo mecanomiografia (e os sinais correspondentes obtidos por meio desta técnica) será utilizado como representativo dos sinais obtidos tanto das vibrações quanto dos sons musculares.

Diversas teorias têm sido propostas para explicar os mecanismos responsáveis pela produção de sons/vibrações musculares. O mecanismo das vibrações musculares foi proposto recentemente por Vaz et al. (1996), que descreveram hipóteses para testar as diferentes teorias a respeito do mecanismo dessas vibrações. Das três teorias propostas (Teoria da Corda Vibrante, Teoria do Ciclo das Pontes Cruzadas e Teoria da Contração Tetânica Incompleta das Unidades Motoras), Vaz (1996) concluiu que a Teoria da Contração Tetânica Incompleta das Unidades Motoras (Lammert et al., 1976; Orizio, 1993; Vaz, 1996) era aquela que melhor conseguia responder às hipóteses formuladas. Esta teoria fundamenta-se na idéia de que as unidades motoras produzem tetania incompleta quando ativadas com frequências inferiores a 20-30 Hz, para unidades motoras de contração lenta (e.g. Mc Phedran et al., 1965) e inferiores a 40-60 Hz, para unidades motoras de contração rápida (e.g. Burke et al., 1973; Wuerker et al., 1965). As flutuações de força produzidas pela contração tetânica incompleta das unidades motoras foram, portanto, apontadas como responsáveis pela origem dos sons/vibrações musculares. A partir dos estudos de Lammert et al. (1976), de Orizio (1993) e de Vaz et al. (1996), foi estabelecido que o aumento do número de unidades motoras ativadas (recrutadas) a baixas frequências de estimulação produz um aumento do sinal MMG, que indica um aumento na oscilação da força, enquanto um aumento na frequência de estimulação das unidades motoras produz uma diminuição do sinal mecanomiográfico, o que indica menor oscilação de força.

Segundo Vaz & Herzog (1999), a MMG foi utilizada no passado com diferentes objetivos, desde o estudo das vibrações do coração (Vermarien e Van Vellenhoven, 1984), da atrofia muscular (Marchetti et al., 1974), das desordens

e/ou doenças musculares (Hufschmidt et al., 1987), e da fadiga muscular (Herzog et al., 1994), até o comportamento do músculo esquelético durante a contração e sua relação com o tipo de fibra muscular predominante (Orizio e Veicsteinas, 1992; Marchetti et al., 1992).

Com o intuito de melhor entender a função muscular a partir do uso dessa técnica, o presente trabalho tem por objetivos: (1) revisar alguns conhecimentos relativos à composição do músculo esquelético em termos de unidades motoras, (2) descrever o comportamento mecânico dos diferentes tipos de unidades motoras, e (3) discutir as possibilidades de uso da MMG como uma técnica que permite o estudo do comportamento dos diferentes tipos de unidades motoras.

"As flutuações de força produzidas pela contração tetânica incompleta das unidades motoras foram, portanto, apontadas como responsáveis pela origem dos sons/vibrações musculares."

COMPORTAMENTO DAS UNIDADES MOTORAS RÁPIDAS E LENTAS

O músculo esquelético é organizado em unidades motoras (UMs), e cada unidade é definida como o conjunto de fibras musculares inervadas pelo mesmo motoneurônio (Herzog et al., 1994).

É consistente a idéia de que o tipo de motoneurônio exerce grande influência na especialização da fibra muscular e nas características da unidade motora. Os mecanismos que determinam as características do motoneurônio permanecem desconhecidos, porém algumas observações na composição histoquímica sugerem uma forte influência genética (Burke, 1981).

Todas as UMs são homogêneas, ou seja, constituídas pelo mesmo tipo de fibra muscular. Isso faz com que a resposta ou o comportamento mecânico de uma UM seja determinado pelo tipo de fibra muscular que a constitui. Os músculos esqueléticos são compostos por diferentes percentuais de fibras musculares, sendo considerados, na sua maioria, como músculos mistos. No entanto, a predominância de um tipo de fibra ou de UM determina as características mecânicas e fisiológicas do músculo (Binder e Mendell, 1990).

O tamanho das UMs varia tanto de um músculo para o outro, como também em um mesmo músculo. Uma pequena UM de um pequeno músculo, requerendo um controle extremamente fino, constitui-se de poucas fibras musculares, enquanto que uma UM de um grande músculo esquelético pode conter mais do que duas mil fibras musculares individuais (Basmajian e De Luca, 1985). Quando um motoneurônio é estimulado o suficiente para produzir contração, todas as

fibras da unidade motora contrair-se-ão (Herzog et al., 1994).

Além das distinções de tamanho, as UMs de um dado músculo diferenciam-se, também, por suas características contráteis. As diferenças no tempo de contração refletem diferenças nas características contráteis e biomecânicas das fibras musculares de diferentes UMs. As pequenas UMs tendem a ser compostas por fibras de contração lenta, e as grandes unidades, por fibras de contração rápida (McPhedran et al., 1965; Wuerker et al., 1965).

Segundo Burke (1981), as UMs são classificadas fisiologicamente em três grupos, de acordo com o tempo que suas fibras levam para atingir o pico da força (ponto mais alto de uma curva de força x tempo) durante a contração e conforme seu limiar de fadiga (tempo que as fibras levam para iniciarem o processo de fadiga muscular, o qual pode ser definido como o decréscimo na resposta de força de uma UM, geralmente resultante de uma ativação repetida). No primeiro grupo, encontram-se as UMs chamadas rápidas fatigáveis (*Fast Fatigable-FF*), as quais se contraem e relaxam rapidamente, porém entram rapidamente em fadiga quando estimuladas repetidamente. O segundo grupo é composto pelas UMs lentas (*Slow-S*), as quais têm um tempo de contração muito mais longo e são altamente resistentes à fadiga. No terceiro grupo, estão as chamadas unidades rápidas e resistentes à fadiga (*Fast Fatigue Resistent-FR*), as quais possuem propriedades intermediárias entre os dois tipos de unidades citados anteriormente. Estas UMs apresentam o tempo de contração um pouco maior do que as unidades rápidas fatigáveis e são bem mais resistentes à fadiga do que essas últimas (Kandel et al., 1991).

Os três tipos de UMs variam substancialmente quanto à capacidade de produção de força. As unidades rápidas fatigáveis podem produzir até cem vezes mais força do que as unidades lentas. As diferenças na força gerada ocorrem principalmente devido a dois fatores: (1) o grau de inervação é maior e (2) as áreas das secções transversas das fibras musculares individuais são maiores nas fibras das UMs rápidas fatigáveis e menores nas fibras das unidades lentas. O grau de inervação corresponde ao número de fibras inervadas por um único motoneurônio, e varia consideravelmente de um músculo para outro, sendo inversamente proporcional ao tamanho do músculo. Nos músculos extraoculares humanos, que são muito pequenos, o grau de inervação é em torno de 10 (dez fibras

musculares inervadas por um motoneurônio); nos músculos das mãos, que já são maiores, o grau de inervação é 100; e no grande músculo gastrocnêmio, situa-se ao redor de 2000. Um baixo grau de inervação indica uma capacidade maior de precisão de força muscular (Kandel et al., 1991). Já as áreas de secções transversas das fibras musculares referem-se ao diâmetro dessas fibras, e logo, à quantidade de material contrátil nelas presente. A força muscular é, então, proporcional à área de secção transversa da fibra, ou seja, quanto maior esta área, maior a capacidade de produção de força (Lieber, 1992).

Outro aspecto de fundamental importância é o recrutamento das UMs que, segundo Burke (1981), é definido como o processo, através do qual, cada UM é ativada para produzir um certo grau (intensidade de força) e tipo de contração muscular (isométrica, isotônica ou isocinética). Segundo Hennemann (1965), os motoneurônios são ativados numa ordem crescente de tamanho (Princípio da Tamanho). Segundo esse Princípio, durante contrações isométricas os estímulos mais fracos recrutam as UMs lentas, as quais geram menor quantidade de força e são mais resistentes à fadiga. As unidades rápidas e resistentes à fadiga (intermediárias) são recrutadas a seguir, seguidas pelas unidades rápidas fatigáveis. Este recrutamento ordenado simplifica a tarefa de gradação de força por parte do sistema nervoso central (Kandel et al., 1991).

Esta ordem de recrutamento ocorre tanto nas contrações produzidas por um estiramento reflexo, como nas contrações voluntárias. A descoberta de que as UMs são recrutadas de acordo com o Princípio do Tamanho (Hennemann, 1965), tem sido confirmada por vários experimentos tanto com animais (Fedde et al., 1969; Mai et al., 1970; Faden e Zajac, 1977; Faden, 1978; Zajac e Faden, 1979) quanto com seres humanos (Buchthal e Schmalbruch, 1970; Person e Kudina, 1972; Milner-Brown et al., 1973; Gydikov e Kosarov, 1974; Desmedt e Godaux, 1977; Monster, 1979).

No entanto, essa ordem de recrutamento só é válida para as unidades motoras lentas (Binder e Mendell, 1990), e para contrações em que ocorre um aumento lento e gradativo do esforço voluntário. Sendo assim, foi proposta uma nova definição para o Princípio do Tamanho, que coloca que as unidades motoras de uma junção mioneural são recrutadas de acordo com as propriedades geradoras de

Os músculos esqueléticos são compostos por diferentes percentuais de fibras musculares, sendo considerados, na sua maioria, como músculos mistos. No entanto, a predominância de um tipo de fibra ou de UM determina as características mecânicas e fisiológicas do músculo (Binder e Mendell, 1990).

força de suas unidades (fibras) musculares (Binder e Mendell, 1990).

ALTERAÇÕES PRODUZIDAS EM FIBRAS MUSCULARES DEVIDO AO TREINAMENTO

Apesar de serem inúmeros os trabalhos sobre o assunto, ainda não há um consenso a respeito dos fatores responsáveis pela determinação do percentual predominante de fibras musculares em músculos esqueléticos em seres humanos. No entanto, a atividade física sistemática parece produzir adaptações no sistema músculo-esquelético que podem alterar o seu comportamento mecânico.

Os efeitos produzidos nas fibras musculares através do exercício dependem, principalmente, da natureza e duração desta atividade física (Burke e Edgerton, 1975; Edgerton, 1978; Holloszy e Booth, 1976; Peter, 1971 e Saltin et al., 1976). Estudos em grupos de fibras musculares em atletas treinados através de atividades físicas variadas, sugerem a ocorrência de adaptações metabólicas apropriadas nas quais, por exemplo, os músculos das pernas de corredores de distância tendem a ter uma larga proporção de fibras altamente oxidativas (tanto as fibras lentas quanto as rápidas; Costill et al., 1976; Jansson e Kaijser, 1977; Prince et al., 1976). Já uma tendência contrária é mostrada em biópsias de halterofilistas (Prince et al., 1976). A interpretação para tais resultados é, no entanto, complicada devido à grande variedade nas proporções dos tipos de fibras em seres humanos, independente do treinamento (Johnson et al., 1973) e nos quais a influência genética parece ser fator predominante. Tal influência parece ser responsável pelo sucesso em determinadas performances atléticas (Burke, 1981).

No entanto, evidências de que a contratilidade característica e as propriedades metabólicas são determinadas pelo padrão de atividade imposto sobre um músculo podem ser encontradas na literatura (Salmons & Vrbová, 1969; Vrbová, 1966; Pette et al., 1973). Esse padrão de atividade irá depender da frequência na qual o músculo é levado a se contrair e, provavelmente, do tempo em que terá de sustentar a atividade.

Existe uma resposta específica nas fibras de contração rápida e lenta com relação às alterações bioquímicas induzidas

pelo treinamento. Porém, de acordo com as evidências disponíveis, não existe nenhuma interconversão de fibras de contração rápida em fibras de contração lenta (e vice-versa) como resultado de treinamento físico (Eriksson et al., 1973; Gollnick et al., 1973 e Saltin et al., 1976).

De acordo com Vrbová (1979), argumenta-se, geralmente, que a composição relativa das fibras no músculo não é alterada pelo treinamento. Todavia, a evidência para esse argumento, segundo o autor, é confusa, e é fornecida por resultados de experimentos com animais submetidos a treinamento físico, que nem sempre podem ser aplicáveis para treinamento em humanos. A motivação é um fator muito importante no treinamento, e poderia influenciar o recrutamento de unidades motoras durante um movimento voluntário. Motivar os animais a desenvolverem um exercício, no entanto, envolve uma série de dificuldades (Vrbová, 1979).

Ao comparar a área de secção transversa de um músculo, obtida a partir de regiões similares do quadríceps de dois atletas (um maratonista e um halterofilista), Vrbová (1979) destaca que o percentual predominante de fibras nos dois músculos é muito diferente, indicando que isto pode ter sido influenciado pelo treinamento. Entretanto, poderia ser ainda argumentado que tipos particulares de indivíduos têm uma predominância de fibras musculares do tipo I (contração rápida) ou do tipo II (contração lenta), mesmo antes de começarem a treinar. Gunn (1978) acrescenta que, em animais que são atletas naturais como os cavalos de corrida, a composição das fibras musculares já é diferente antes deles começarem a correr. Logo, de acordo com Vrbová (1979), há, provavelmente, uma predisposição inerente de indivíduos para um tipo particular de atividade, e o treinamento vem, então, apenas a desenvolver esses talentos naturais.

No mínimo, cinco diferentes estudos com treinamento físico dão suporte para a idéia de que o exercício regular ou a atividade habitual influenciam a composição de fibras de um músculo (Howald et al., 1985; Sale et al., 1990; Simoneau et al., 1995; Simoneau et al., 1986 e Staron et al., 1994). Apesar dessas alterações serem modestas, esses resultados levam a crer que a proporção das fibras lentas do músculo esquelético podem ser modificadas em resposta ao treinamento físico.

"Os três tipos de UMs variam substancialmente quanto à capacidade de produção de força. As unidades rápidas fatigáveis podem produzir até cem vezes mais força do que as unidades lentas. As diferenças na força gerada ocorrem principalmente devido a dois fatores: (1) o grau de inervação é maior e (2) as áreas das secções transversas das fibras musculares individuais são maiores nas fibras das UMs rápidas fatigáveis e menores nas fibras das unidades lentas."

No estudo de Simoneau et al. (1985), por exemplo, envolvendo 34 sujeitos sedentários ($n=24$ no grupo experimental e $n=10$ sujeitos no grupo controle) mostrou que o treinamento intensivo e regular, realizado durante 15 semanas, provocou um aumento significativo na proporção das fibras lentas do músculo vasto lateral (de $41\% \pm 11$ para $47\% \pm 11$; $p < 0,01$), enquanto nenhuma diferença significativa foi observada no grupo controle (de $47\% \pm 6$ para $48\% \pm 13$; $p > 0,05$). Em um experimento subsequente, Simoneau et al. (1986) submetem outros 26 sujeitos sedentários ao mesmo programa de treinamento do estudo anterior (Simoneau et al., 1985), e também observaram diferenças significativas na proporção das fibras lentas do músculo vasto lateral (de $47\% \pm 14$ para $55\% \pm 17$; $p < 0,01$).

Em concordância com essas idéias, está a observação de que a proporção de fibras lentas do músculo vasto lateral de um esquiador "cross-country" alterou-se de 81% para 58% após 6 semanas de imobilização causada por uma cirurgia no joelho, e retornou para 86% após um programa de treinamento físico intenso e apropriado (Häggmark et al., 1986).

Simoneau e Bouchard (1995) reforçam a idéia de muitos estudos que têm revelado que a distribuição dos tipos de fibras musculares é completamente heterogênea entre os seres humanos. Ainda é um assunto de debate se essas diferenças individuais são determinadas geneticamente ou se são resultantes do tipo de atividade física executada. Um trabalho de revisão dos autores acima sugere que: (a) uma fração (em torno de 15%) da variância total na proporção das fibras musculares lentas em seres humanos é explicada por um componente de erro relativo às amostras do músculo ou pela diferença existente entre as técnicas utilizadas na detecção do percentual de fibras; (b) em torno de 40% da variância é influenciada por fatores ambientais; e (c) a parte restante da variância (em torno de 45%) está associada a fatores genéticos. Se essas estimativas forem corretas, a diferença de aproximadamente 55% nas fibras lentas entre indivíduos pode ser explicada exclusivamente por diferenças nos fatores ambientais e no nível de atividade muscular contrátil.

ESTUDO DAS CARACTERÍSTICAS MECÂNICAS E FISIOLÓGICAS DO MÚSCULO ESQUELÉTICO ATRAVÉS DA MECANOMIOGRAFIA

Segundo Orizio (1993), a aplicação da técnica da

MMG em medicina do esporte pode fornecer informações a respeito dos tipos de fibras musculares. Esse autor sugere que, uma vez que o componente de frequência altera-se em direção às frequências mais altas ou mais baixas, ao serem estudados músculos com prevalência de fibras rápidas ou lentas, respectivamente, deve existir uma relação entre a frequência do sinal MMG e as características elétricas e mecânicas das UMs geradoras do sinal. De fato, segundo Mealing e McCathy (1991) a frequência dominante do som muscular foi maior no músculo orbicular (ao redor de 22 Hz) do que no sóleo (ao redor de 11 Hz), num protocolo de contrações voluntárias máximas (CVM). No estudo de Marchetti et al. (1992), a estimulação direta do vasto lateral e do sóleo (pulsos singulares que foram gradualmente aumentados até ser alcançada a resposta mecânica isométrica) resultou em picos do sinal MMG, com tempo para o pico e com a mediana da frequência (MDF) estatisticamente diferentes para o vasto lateral (de 39 a 55 ms; de 5,34 a 6,26 Hz) e para o sóleo (de 99 a 115 ms; de 3,74 a 4,70 Hz).

Essa descoberta sobre a relação entre o tipo de fibra muscular e as propriedades do sinal MMG foi confirmada através da comparação dos dados do músculo vasto lateral de velocistas, de corredores de fundo e de sedentários, durante contrações voluntárias máximas (CVM) até a

exaustão (Orizio e Veicsteinas, 1992), fortalecendo a idéia de que as propriedades do sinal MMG são influenciadas pela razão entre a área de UMs de contração rápida e de unidades motoras de contração lenta (Orizio, 1993).

Diversos trabalhos na literatura reportam a existência de uma relação linear entre os sinais MMG e a resposta de força. Entretanto, existem controvérsias, uma vez que alguns autores verificaram essa relação linear entre os sinais MMG e a força muscular, e outros, por sua vez, encontraram uma relação inversa entre estas variáveis.

Segundo Stokes (1993), a técnica da MMG é potencialmente utilizada como indicadora de força, porém nem sempre reflete a força. A relação entre a MMG e a força parece variar entre diferentes músculos, tipos de ação muscular e estados de fadiga. A autora acrescenta que as mudanças nos sinais MMG, durante a atividade, são dependentes da força de contração, e das diferentes estratégias de recrutamento que são utilizadas para manter os diferentes níveis de força. Contrações de pouca força são principalmente controladas pelas UMs lentas (Freund, 1983). O aumento do sinal

"Existe uma resposta específica nas fibras de contração rápida e lenta com relação às alterações bioquímicas induzidas pelo treinamento. Porém, de acordo com as evidências disponíveis, não existe nenhuma interconversão de fibras de contração rápida em fibras de contração lenta (e vice-versa) como resultado de treinamento físico."

MMG, nos níveis reduzidos de força, pode estar associado tanto ao recrutamento tardio das fibras rápidas de grande diâmetro, como pela fadiga que venha a atingir as fibras menores, lentas e mais profundas. O recrutamento das fibras rápidas maiores pode causar um maior movimento lateral do músculo, aumentando, assim, a amplitude do sinal MMG (Goldenberg et al., 1991).

A respeito desta relação entre as vibrações musculares e o esforço voluntário, Lammert et al. (1976) mostraram que o valor RMS do sinal MMG, em função do esforço voluntário, foi diferente para músculos distintos (i.e. para o reto femoral e o bíceps braquial) e para o mesmo músculo entre sujeitos com diferentes percentuais de fibras musculares. Sujeitos com um elevado percentual de fibras de contração rápida no músculo vasto lateral mostraram um aumento considerável nos valores RMS do sinal MMG de 10 a 60% da CVM, enquanto que esses valores permaneceram constantes de 60 a 100% da CVM. Entretanto, os sujeitos com uma maior composição de fibras de contração lenta mostraram um aumento quase linear para a relação entre os valores RMS do sinal MMG e o esforço voluntário, de 50 a 100% da CVM, enquanto que os valores RMS do sinal permaneceram praticamente constantes de 10 a 50% da CVM. Este estudo, no entanto, apresentou duas limitações importantes: uma delas foi que a distribuição dos tipos de fibras foi calculado a partir de amostras do músculo vasto lateral e os testes, por sua vez, foram realizados com o músculo reto femoral; a outra limitação foi o tamanho reduzido da amostra (2 sujeitos em cada grupo com diferentes percentuais de fibras de contração rápida e lenta) que impediu a generalização dos resultados.

A redução dos sinais MMG a 50% da contração isométrica máxima foi explicada por Goldenberg et al. (1991), como sendo causada pela fadiga das fibras rápidas (tipo II) e pelo aumento na frequência de ativação das fibras lentas (tipo I) para manter a força. A relação inversa entre a MMG e a força sob níveis de contração elevados (à medida que aumenta a força, ocorre redução na amplitude do sinal MMG) é sugerida como uma consequência da contração muscular das fibras rápidas que cessa durante a fadiga, e pela incapacidade das fibras lentas de serem ativadas sob níveis elevados de força (Goldenberg et al., 1991).

Orizio et al. (1989), em seu estudo envolvendo contrações voluntárias do músculo bíceps braquial, verificou que a atividade MMG aumentou linearmente até 80% da CVM e sofreu uma leve redução após este nível de esforço. A razão para esta relação parabólica ainda não está clara. Po-

rém, os autores supõem que ela deva ocorrer devido ao movimento reduzido das fibras musculares durante contrações fortes, quando qualquer aumento na força e na IEMG (EMG integrado) deva ser produzido por um aumento na frequência de disparo das UMs, e não pelo recrutamento de UMs.

Num estudo com os músculos eretores da espinha, em seres humanos (Stokes et al., 1988), a atividade MMG aumentou até a força máxima; entretanto, esta relação foi quadrática (i. e. os aumentos na MMG e na força não foram proporcionais ao longo da escala dos valores).

Contradizendo as idéias citadas acima, diversos autores apresentam evidências de que os sons/vibrações musculares estão linearmente relacionados com a produção de força (Barry, 1992; Cole e Barry, 1994; Oster e Jaffe, 1980; Stokes e Dalton, 1991b; Stokes e Cooper, 1992; Zwarts e Keidel, 1991; Zhang, 1992; Orizio e Veicsteinas, 1992; Shinohara et al., 1995). No entanto, esta afirmação não parece ter suporte para os sinais vibratórios gerados a partir de estimulação elétrica artificial (Vaz, 1996; Orizio et al., 1999), ou mesmo para contrações voluntárias (Orizio, 1989). Pode ser que a relação linear sugerida entre os sons

musculares e a força exista durante contrações voluntárias, quando somente o sinal MMG inicial transitório, que coincide com o aumento da força é considerado (como demonstrado por estudos *in-vitro*; Cole e Barry, 1994), ou quando outros processos fisiológicos como a fadiga e/ou o tremor muscular estão envolvidos nos sinais observados (Barry et al., 1985; Oster e Jaffe, 1980; Zwarts e Keidel, 1991).

Opondo-se às idéias de Lammert et al. (1976) de que os sons musculares são diferentes em cada músculo, Oster e Jaffe (1980) detectaram os sons de vários músculos esqueléticos humanos (bíceps braquial, deltóide, peitoral maior, gastrocnêmio, oblíquo externo e glúteo máximo) durante diferentes tarefas, e propuseram uma relação linear entre a amplitude do som muscular e a força produzida em diferentes músculos.

No músculo bíceps braquial, estudos demonstraram que a elevação do nível de esforço voluntário produziu um aumento linear no sinal MMG (Oster e Jaffe, 1980; Barry et al., 1985).

Da mesma forma, Stokes e Dalton (1991b), num trabalho utilizando o músculo quadríceps em humanos, observaram uma relação linear entre força e IMM (MMG integrada) ao longo da escala de força, até os valores máximos.

Shinohara et al. (1995), por meio de um estudo da

Segundo Orizio (1993), a aplicação da técnica da MMG em medicina do esporte pode fornecer informações a respeito dos tipos de fibras musculares.

MMG do músculo quadríceps, durante uma elevação da carga no cicloergômetro, também acharam uma relação linear entre a MMG e o incremento da carga aplicada durante o teste no cicloergômetro.

Barry et al. (1985) e Stokes e Dalton (1990) acreditam que, caso a MMG aumente linearmente com a força, ela pode ser considerada uma medida acurada de produção de força do músculo, além de indicar a sua ativação elétrica.

De acordo com vários experimentos, o comportamento do sinal MMG durante contrações produzidas por estimulação elétrica artificial, difere do seu comportamento durante as contrações voluntárias.

Segundo Stokes (1993), o sinal acústico produzido pelo músculo durante uma contração não reflete os aumentos de força durante contração elétrica estimulada, visto que ele sofre uma redução, ocorrendo o contrário do que se observa durante contrações voluntárias. A razão para a redução do sinal acústico à medida que aumenta a frequência de estimulação é que as oscilações musculares também diminuem.

Barry (1987) utilizou um hidrofone para registrar sinais sonoros provocados por estimulação elétrica do músculo gastrocnêmio do sapo, numa preparação muscular *in vitro*, e observou que sinais sonoros distintos estavam associados com pulsos de estimulação (a) quando a contração era produzida através de uma frequência de estimulação de 5 Hz (considerando que um único sinal sonoro foi verificado em contrações singulares - *twiches*), ou (b) quando a contração tetânica foi completa, produzida por uma frequência de estimulação de 100Hz.

Frangioni et al. (1987), utilizando o mesmo músculo e uma estrutura experimental semelhante à de Barry (1987), encontrou alguns resultados também parecidos com os desse autor. Ele observou que (a) havia um sinal sonoro associado a uma única contração (*twitch*), o qual sempre iniciava após o estímulo elétrico e antes da tensão começar a subir; (b) o desenvolvimento inicial da força provocava um sinal típico de uma contração única (*twitch*), tanto durante contração tetânica incompleta (frequência de estimulação de 10 Hz), quanto durante contração tetânica completa (frequência de estimulação de 30 Hz); (c) não houve qualquer sinal sonoro produzido durante o platô de tetania completa; (d) os sons musculares produzidos por contrações tetânicas incompletas, que acompanhavam o desenvolvimento da força, apresentavam uma

amplitude maior no início da produção de força, e essa amplitude sofria uma redução à medida que a força aumentava.

Stokes e Cooper (1992), ao estudarem a relação existente entre força, EMG e VMG (vibromiografia) para contrações voluntárias e contrações produzidas eletricamente, do músculo adutor do polegar, também mostraram que (a) o aumento da frequência de estimulação era responsável pela redução na amplitude do sinal VMG; (b) o comportamento dos valores RMS da VMG integrada assemelhou-se ao comportamento das oscilações de força produzidas por estimulação elétrica; (c) a frequência do sinal VMG equiparou-se à frequência de estimulação utilizada. Baseados nos resultados desse estudo, os autores acima sugeriram que as semelhanças entre o sinal VMG e as flutuações de força indicavam que as características (i. e. amplitude, frequência e formato da onda) do sinal VMG eram determinados pela maneira através da qual o músculo era ativado.

Em um estudo *in situ* sobre o mecanismo das vibrações musculares provocadas por estimulação elétrica artificial no músculo sóleo do gato, Vaz et al. (1996) verificaram que: (a) houve uma redução dos valores RMS do sinal MMG e um aumento da MDF (mediana da frequência)

deste sinal com crescentes frequências de estimulação; (b) cada pulso de estímulo produziu um sinal vibratório distinto durante contração tetânica incompleta (4-12 Hz); (c) nenhum sinal vibratório foi observado em repouso e durante tetania completa (16-20 Hz); e (d) os valores RMS e a MDF do sinal MMG decresceram a partir dos níveis máximos para os níveis submáximos de estimulação, em determinadas frequências de estimulação que produziam contrações tetânicas completas. Os resultados encontrados neste estudo foram distintos dos dados obtidos a partir dos músculos *in vivo*, com estimulação elétrica, os quais mostraram que a frequência do sinal vibratório igualou-se à frequência de estimulação usada (Stokes e Cooper, 1992), ou que as principais frequências do sinal MMG foram de 2 e 13 Hz (Bolton et al., 1989). As elevadas frequências registradas no estudo de Vaz et al. (1996), ao serem comparadas com outros estudos *in vivo*, podem estar associadas com a pele e com o tecido adiposo presentes nestes estudos, os quais podem atenuar o sinal MMG, reduzindo suas frequências (Barry e Cole, 1988). Outro fator importante que pode ter influenciado esta diferença de frequências no sinal MMG do estudo de Vaz et al. (1996) foi a utilização de protocolo com estimulação elétrica não-periódica para gerar as contra-

Segundo Stokes (1993), a técnica da MMG é potencialmente utilizada como indicadora de força, porém nem sempre reflete a força. A relação entre a MMG e a força parece variar entre diferentes músculos, tipos de ação muscular e estados de fadiga.

ções artificialmente. Conseqüentemente, as MDFs do sinal MMG foram menos influenciadas pela freqüência média de estimulação do que seriam em protocolos onde a estimulação é periódica (Zhang et al., 1994).

Orizio (1999), em um experimento que tentou mostrar a relação existente entre força e MMG, no músculo gastrocnêmio do gato, durante estimulação elétrica, obtiveram os seguintes resultados: (a) a oscilação do sinal de força dos sinais MMG diminuiu à medida que aumentou a freqüência de estimulação; (b) o sinal MMG foi sempre mais precoce do que o sinal de força, ou seja, o efeito mecânico mais evidente do aumento do nível de ativação das UMs é primeiramente a deformação do músculo, seguida da produção de uma tensão consistente; (c) as pequenas alterações na força a baixos níveis de tensão estavam relacionadas com os grandes deslocamentos laterais do músculo.

Parece haver um consenso na literatura a respeito da redução do sinal MMG à medida que aumenta a freqüência de estimulação.

UTILIZAÇÃO DA MECANOMIOGRAFIA PARA O ESTUDO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DE MÚSCULOS COM DIFERENTES PERCENTUAIS DE FIBRAS MUSCULARES

Até o presente momento, apenas três trabalhos utilizaram a técnica da MMG para o estudo das propriedades mecânicas de músculos com diferentes percentuais de fibras.

Mealing e McCarthy (1991) tiveram como objetivo determinar as características de freqüência do sinal MMG de dois músculos esqueléticos humanos. Esses autores utilizaram o músculo sóleo, o qual contém uma proporção elevada de fibras de contração lenta (tipo I) e o orbicular, com uma proporção maior de fibras de contração rápida (tipo II). Os sons musculares foram registrados a partir desse dois músculos em cinco sujeitos saudáveis, durante 6 segundos de contração isométrica. Todos os registros a partir do músculo sóleo dos sujeitos tiveram uma freqüência predominante de 10.8 ± 3.1 Hz. Esta resposta contrasta-se com os registros do músculo orbicular, que exibiu um espectro de freqüência aparentemente distinto do sóleo, com uma faixa de freqüências mais elevadas (22 ± 5 Hz). Portanto, a freqüência principal do sóleo localizou-se abaixo de 18 Hz,

enquanto que a do orbicular encontrava-se numa faixa de freqüência mais ampla, indo de 12 a 36 Hz. Os autores indicam, então, que o espectro de freqüência do som muscular pode estar relacionado com a composição do tipo de fibra muscular e/ou com a média das freqüências de disparo das UMs.

O trabalho de Marchetti et al. (1992), por sua vez, propôs-se a verificar se o som muscular poderia ser usado como um detector das propriedades contráteis (capacidade de produção de força) de músculos humanos individuais "in vivo". Com o objetivo de investigar esta hipótese, o músculo sóleo (contração lenta) e o músculo vasto lateral (contração rápida) foram estudados em indivíduos normais através de contrações provocadas por estimulação elétrica artificial. O sinal MMG foi analisado no domínio do tempo e da freqüência. A duração dos sinais MMG obtidos a partir dos dois músculos foi significativamente diferente (maior no sóleo do que no

vasto lateral), e esta diferença provavelmente ocorreu devido às distintas propriedades mecânicas dos músculos em questão. O espectro de freqüência de todos os sinais foi obtido por meio de uma rotina de análise harmônica, levando em consideração a média da freqüência. Os valores do espectro de freqüência foram mais elevados para o músculo rápido do que para o lento. Estes resultados levaram os autores a concluir que a MMG analisada a partir de contrações provocadas eletricamente pode ser considerada como uma técnica não-invasiva e barata para detectar a velocidade intrínseca de contração do músculo esquelético humano.

"Diversos trabalhos que utilizaram a técnica da MMG com os mais diferentes propósitos têm sido apresentados pela literatura. No entanto, a maior parte desses experimentos pioneiros foram realizados quando os mecanismos das vibrações musculares ainda não eram tão compreendidos como hoje, e o benefício completo do uso da MMG para estudar a contração muscular ficou bastante prejudicado, impedindo interpretações seguras dos resultados obtidos."

Considerando que o músculo vasto lateral de atletas difere-se largamente quanto à composição de fibras e UMs de acordo com o esporte que praticam (Indar et al., 1981; Sadoyama et al., 1988; Tesh e Karlsson, 1985) e que o som muscular é gerado pelos movimentos laterais das fibras musculares das UMs recrutadas (Brozovich e Pollack, 1983; Gordon e Holbourn, 1948), Orizio e Veicsteinas (1992) realizaram um estudo com o objetivo de descrever as características do sinal MMG registrado a partir do músculo vasto lateral em atletas velocistas e corredores de longa distância, e em indivíduos sedentários, durante uma CVM até a exaustão dos músculos extensores do joelho.

Os resultados obtidos pelos autores foram que, nos velocistas, o tempo de esforço foi mais curto e a força produ-

zida durante a CVM foi maior, ao mesmo tempo que a densidade e a frequência dos sinais MMG, no início da contração, foram mais altas do que nos sedentários e nos corredores de longa distância, respectivamente. No decorrer da contração sustentada até a exaustão, os valores RMS (índice relativo à densidade do sinal MMG) mostraram uma clara redução somente nos velocistas e sedentários, enquanto o espectro de frequência MMG apresentou uma compressão em direção às baixas frequências. Os fenômenos registrados foram menos pronunciados nos corredores de longa distância do que nos velocistas e sedentários. Estes resultados, segundo os autores, podem ter ocorrido devido às diferenças na composição dos tipos de UMs no músculo vasto lateral dos indivíduos dos três grupos, sugerindo que as características do sinal MMG refletem o tipo de fibra predominante no músculo.

Os três trabalhos citados apresentam uma série de limitações, que impossibilitam generalizações dos resultados. Entre elas estão: (1) amostras pequenas (Mealing e McCarthy, 1991; Marchetti et al., 1992); (2) o comportamento do sinal MMG foi estudado somente a partir da CVM dos músculos, ou seja, os sinais MMG não foram analisados em diferentes níveis de esforço voluntário (Mealing e McCarthy, 1991; Orizio e Veicsteinas, 1992); (3) o comportamento do sinal MMG foi observado somente através de contrações produzidas por estimulação elétrica (Marchetti et al., 1992); e (4) não foi utilizada a EMG paralelamente à MMG, para analisar a ativação elétrica do músculo (Mealing e McCarthy, 1991; Orizio e Veicsteinas, 1992).

Diversos trabalhos que utilizaram a técnica da MMG com os mais diferentes propósitos têm sido apresentados pela literatura. No entanto, a maior parte desses experimentos pioneiros foram realizados quando os mecanismos das vibrações musculares ainda não eram tão compreendidos como hoje, e o benefício completo do uso da MMG para estudar a contração muscular ficou bastante prejudicado, impedindo interpretações seguras dos resultados obtidos (Vaz, 1996).

De acordo com Orizio (1993), um amplo campo de pesquisa tem sido aberto pelos recentes estudos dos "sons musculares" e, a partir dos dados que se tem até o presente momento, pode-se esperar que proveitosos resultados futuros sejam alcançados através do conhecimento dos aspectos fisiológicos e clínicos da atividade mecânica muscular, conduzindo

a MMG a ser utilizada como ferramenta básica para testar as propriedades mecânicas do músculo (força e rigidez musculares, Stokes, 1993), assim como analisar o controle neuromotor (Hufschmidt et al., 1987). Nas ciências aplicadas, a MMG pode ser usada como uma ferramenta não-invasiva (Orizio, 1993) para monitorar a fadiga (Herzog et al., 1994), o processo de recuperação de pacientes pós-traumáticos e pós-cirúrgicos (McDonald et al., 1994; Witzmann et al., 1982), ou pacientes submetidos a programas de reabilitação do sistema neuromuscular devido a lesões e/ou doenças neuromusculares (Hufschmidt et al., 1987), e a melhoria do condicionamento físico em atletas seguindo programas de treinamento específico (Mealing e McCarthy, 1991; Orizio e Veicsteinas, 1992).

"As evidências apresentadas de que a MMG é uma técnica não-invasiva que permite o estudo do comportamento dos diferentes tipos de unidades motoras, apontam no sentido de que essa técnica poderá ser um recurso barato para auxiliar na detecção do percentual predominante de fibras dos músculos esqueléticos humanos, o que seria um avanço para os esportes de alto rendimento e para a indicação das modalidades adequadas na formação de talentos esportivos."

As evidências apresentadas de que a MMG é uma técnica não-invasiva que permite o estudo do comportamento dos diferentes tipos de unidades motoras, apontam no sentido de que essa técnica poderá ser um recurso barato para auxiliar na detecção do percentual predominante de fibras dos músculos esqueléticos humanos, o que seria um avanço para os esportes de alto rendimento e para a indicação das modalidades adequadas na formação de talentos esportivos. No entanto, novos estudos são necessários na área para que se possa certificar a aplicabilidade da técnica da MMG para a detecção do percentual predomina-

te de fibras musculares.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- BARRY, D.T. Acoustic signals from frog skeletal muscle. *Biophys. J.*, 51:769-773, 1987.
- _____. Muscle sound from evoked twitches in the hand. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 72:573-575, 1991.
- _____. Vibrations and sounds from evoked muscle twitches. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, 32:35-40, 1992.
- BARRY, D.T.; COLE, N.M. Fluid mechanics of muscle vibrations. *Biophys. J.*, 53:899-905, 1988.
- BARRY, D.T.; COLE, N.M. Muscle sounds are emitted at the resonant frequencies of skeletal muscle. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 37:525-531, 1990.
- BARRY, D.T.; GOOCH, J. Evoked acoustic signals as a measure of contractile properties of muscles. *Muscle & Nerve*, 9:625, 1986.
- BARRY, D.T.; GEIRINGER, S. R.; BALL, R.D. Acoustic myography: a noninvasive monitor of motor unit fatigue. *Muscle & Nerve*, 8:89-194, 1985.

- BARRY, D.T.; HILL, T.; IM, D. Muscle fatigue measured with evoked muscle vibrations. *Muscle & Nerve*, 15:303-309, 1992.
- BASMAJIAN, J.V.; DE LUCA, C.J. Description and analysis of the EMG signal. *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography*. Ed. John Butler. Baltimore, Williams & Wilkins, 1985, pp.19-167.
- BEER, F.P.; JOHNSTON, E.R. Mechanical Vibrations. In: *Mechanics for Engineers*. McGraw-Hill Book Company, Toronto, 1987, pp. 838-888.
- BINDER, M.D.; MENDELL, L.M. *The Segmental Motor System*. New York, Oxford University Press, 1990.
- BOLTON, C.F.; PARKES, A.; THOMPSON, T.R.; CLARK, M.R.; STERNE, C.J. Recording sound from human skeletal muscle: technical and physiological aspects. *Muscle & Nerve*, 12:126-134, 1989.
- BROZOVICH, F.V.; POLLACK, G.H. Muscle contraction generates discrete sound bursts. *Biophys. J.*, 41:35-40, 1983.
- BURKE, R.E. Motor units: anatomy, physiology and functional organization. In *Handbook of Physiology. Section 1, The Nervous System*. Volume II, Motor Control, Part I. American Physiological Society, Bethesda, 1981, pp.345-422.
- BURKE, R.E.; EDGERTON, V.R. Motor unit properties and selective involvement in movement. In: *Exercise and Sport Sciences Reviews*, edited by J. H. Wilmore and J. F. Keogh. New York: Academic, 1975, vol. 3, p. 31-81.
- BURKE, R.E.; LEVINE, D.N.; TSAIRIS, P.; ZAJAC, F.E. Physiological types and histochemical profiles in motor units of the cat gastrocnemius. *J. Physiol.*, 234: 723-748, 1973.
- BUCHTHAL, F.; SCHMALBRUCH, H. Contraction times and fiber types in intact human muscle. *Acta Physiol. Scand.*, 79:435-452, 1970.
- CERQUIGLINI, S.; FIGURA, F.; MARCHETTI, M.; SALLES, A. Evaluation of athletic fitness in Weight-lifters through biomechanical, bioelectrical and bioacoustical data, in *Biomechanics III*. Vol. 8, Jokl F., Ed., S. Karger. Basel, 1973, 189.
- COLE, N.M.; BARRY, D.T. Muscle sound frequencies of the frog are modulated by skeletal muscle tension. *Biophys. J.*, 66:1104-1114, 1994.
- COSTILL, D.L.; FINK, W.L.; POLLOCK, M.L. Muscle fiber composition and enzyme activities of elite distance runners. *Med. Sci. Sports*, 8:96-100, 1976.
- DESMEDT, J. E.; GODAUX, E. Fast motor units are not potentially activated in rapid voluntary contractions in man. *Nature London*, 267:717-719, 1977.
- EDGERTON, V.R. Mammalian muscle fiber types and their adaptability. *Am. Zool.*, 18:113-125, 1978.
- ERIKSSON, B.; GOLLNICK, P.; SALTIN, B. Muscle metabolism and enzyme activities after training in boys 11-13 years old. *Acta Physiol. Scand.*, 87:485-497, 1973.
- FADEN, J.S. *Recruitment Order and its Relationship to the Neural and Muscular Properties of Motor Units in the Cat* (Ph. D. dissertation). College Park, MD: Univ. of Maryland, 1978.
- FADEN, J.S.; ZAJAC, F.E. Direct comparison of recruitment order with neural and muscular properties of motor axons. *Neurosci. Abstr.* 3:271, 1977.
- FEDDE, M.R.; DE WET, R.D.; KITCHELL, R.L. Motor unit recruitment pattern and tonic activity in respiratory muscles of gallus domesticus. *J. Neurophysiol.* 32:995-1004, 1969.
- FRANGIONI, J.V.; KWAN-GETT, T.S.; DOBRUNZ, L.E.; MCMAHON, T.A. The mechanism of low-frequency sound production in muscle. *Biophys. J.*, 51:775-783, 1987.
- FREUND, H.J. Motor unit and muscle activity in voluntary muscle control. *Physiol. Rev.*, 63:387-436, 1983.
- GOLDENBERG, M.S.; YACK, H.J.; CERNY, F.J. *et al.*: Acoustic myography as an indicator of force during sustained contractions of a small hand muscle. *J. Appl. Physiol.* 70:87-91, 1991.
- GOLLNICK, P.; ARMSTRONG, R.; SALTIN, B.; SAUBERT, C.; SEMBROWICH, W.; SHEPHERD, R. Effect of training on enzyme activity and fiber composition of human skeletal muscle. *J. Appl. Physiol.*, 34(1):107-111, 1973.
- GORDON, G.; HOLBOURN, A.H.S. The sounds from single motor units in a contracting muscle. *J. Physiol.*, 107:456-464, 1948.
- GUNN, H.M. The mean fiber area of the semitendinosus, diaphragm and pectoralis transversus muscles in differing types of horse and dog. *J. of Anatomy*, 127, 403-415, 1978.
- GYDIKOV, A.; KOSAROV, D. Some features of different motor units in human biceps brachii. *Pflügers Arch.*, 347:75-88, 1974.
- HÄGGMARK, T.; ERIKSSON, E.; JANSSON, E. Muscle fiber type changes in human skeletal muscle after injuries and immobilization. *Orthopedics*, 9:181-185, 1986.
- HENNEMAN, E.; SOMJEN, G.; CARPENTER, D.O. Functional significance of cell size in spine motoneurons. *J. Neurophysiol.*, 28:560-580, 1965.
- HERZOG, W.; ZHANG, Y.T.; VAZ, M.A.; GUIMARÃES, A.C.S.; JANSSEN, C. Assessment of muscular fatigue using vibromyography. *Muscle & Nerve*, 17:1156-1161, 1994.
- HOLLOSZY, J.O.; BOOTH, F.W. Biochemical adaptations to endurance exercise in muscle. *Annu. Rev. Physiol.*, 38:237-291, 1976.
- HOWALD, H.; HOPPELER, H.; CLAASEN, H.; MATHIEU, O. and Straub, R. Influence of endurance training on the ultrastructural composition of the different muscle fiber types in humans. *Pflügers Arch.*, 403:369-376, 1985.
- HUFSCHEIDT, A.; SCHUBNEL, P.; SCHWALLER, I. Assessment of denervation by recording of muscle sound following direct stimulation. *EMG Clin. Neurophysiol.*, 27:301, 1987.
- INDAR, O.; KAJSER, P.; TESH, P.A. Relationships between leg muscle fiber type distribution and leg exercise performance. *Int. J. Sports Med.*, 2:154-159, 1981.
- JANSSON, E.; KAISER, L. Muscle adaptation to extreme endurance training in man. *Acta Physiol. Scand.*, 100:315-324, 1977.
- JOHNSON, M. A.; POLGAR, J.; WEIGHTMAN, D.; APPLETON, D. Data on the distribution of fiber types in thirty-six human muscles. An autopsy study. *J. Neurol. Sci.*, 18:111-129, 1973.
- JORGENSEN, F.; LAMMERT, O. Accelerometry myography (AMG) II: contribution of the motor unit. *Biomechanics V-A*. University Park Press, 1976, pp. 159-164.
- KANDEL, E.R.; SCHAWARTZ, J.H.; JESSEL, T.M. *Principles of Neural Science*. 3rd ed. New York, Elsevier, 1991.
- LAMMERT, O.; JORGENSEN, F.; EINER-JENSEN, N. Accel-

- rometermyography (AMG) I: method for measuring mechanical vibrations from isometrically contracted muscles. *Biomechanics V-A*. Ed. P.V. Komi. Baltimore, University Park Press, 1976, pp. 152-158.
- LIEBER, L.R. *Skeletal Muscle Structure and Function*. Williams and Wilkins, Baltimore, 1992.
- MAI, J.V.; EDGERTON, V.R.; BERNARD, R.J. Capillarity of red, white and intermediate muscle fibers in trained and untrained guinea pigs. *Experientia*, 26:1222-1223, 1970.
- MARCHETTI, M.; FELICI, F.; BERNARDI, M.; MINASI, P.; DI FILIPPO, L. Can evoked phonomyography be used to recognize fast and slow muscle in man? *Int. J. Sports Med.*, 13:65-68, 1992.
- MCDONALD, K.S.; BLASER, C.A.; FITTS, R.H. Force-velocity and power characteristics of rat soleus muscle fibers after hind limb suspension. *J. Appl. Physiol.*, 77:1609-1616, 1994.
- MCPHEDRAN, A.M.; WUERKER, R.B.; HENNEMAN, E. Properties of motor units in a homogeneous red muscle (soleus) of the cat. *J. Neurophysiol.*, 28:71-84, 1965.
- MEALING, D.; MC CATHY, P. W. Muscle sound frequency analysis from fast and slow twitch muscle. In: Proc. IEEE-EMBS 13th Annu. Int. Conf., Nagel, J.H. and Smith, W.M., Eds. IEEE, New York, 1991, 948.
- MILNER-BROW, H. S.; STEIN, R. B.; YEMM, R. The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contractions. *J. Physiol. London*, 230:359-370, 1973.
- MONSTER, A. W. Firing rate behavior of human motor units during isometric voluntary contraction: relation to unit size. *Brain Res.*, 171:349-354, 1979.
- ORIZIO, C. Muscle sound: bases for the introduction of a mechanomyographic signal in muscle studies. *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, 21:201-243, 1993.
- ORIZIO, O.; BARATA, R.V.; ZHOU, B.H.; SOLOMONOW, M.; VEICSTEINAS, A. Force and surface mechanomyogram relationship in cat gastrocnemius. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 9 (2):131-140, 1999.
- ORIZIO, C.; PERINI, R.; VEICSTEINAS, A. Muscular sound and force relationship during isometric contraction in man. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 58:528-533, 1989.
- ORIZIO, C.; VEICSTEINAS, A. soundmyogram analysis during sustained maximal voluntary contraction in sprinters and long distance runners. *Int. J. Sports Med.*, 13:594-599, 1992.
- OSTER, G.; JAFFE, J.S. Low frequency sounds from sustained contraction of human skeletal muscle. *Biophys. J.*, 30:119-129, 1980.
- PERSON, R. S.; KUDINA, L. P. Discharge frequency and discharge pattern of human motor units during voluntary contraction of muscle. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, 32:471-483, 1972.
- PETER, J.B. Histochemical, biochemical and physiological studies of skeletal muscle and its adaptation to exercise. In: *Contractility of Muscle Cells and Related Processes*, edited by R.J. Podolsky. Englewood Cliffs, N.J.: Prentice-Hall, p. 151-173, 1971.
- PETTE, D.; SMITH, M. E.; STAUDTE, H.W.; VRBOVÁ, G. Effects of long-term electrical stimulation on some contractile and metabolic characteristics of fast rabbit muscles. *Pfluegers Archiv*, 338: 257-272, 1973.
- PRINCE, F.P.; HIKIDA, R.; HAGERMAN, F.C. Human fiber types in power lifters, distance runners and untrained subjects. *Pfluegers Arch*, 363:19-26, 1976.
- SADOYAMA, T.; MASUDA, T.; MIYATA, H.; KATSUTA, S. Fibre conduction velocity and fibre composition in human vastus lateralis. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 57:767-771, 1988.
- SALMONS, S.; VRBOVÁ, G. The influence of activity on some contractile characteristics of mammalian fast and slow muscles. *J. Physiol.*, 201: 535-549, 1969.
- SALTIN, B.; NAZAR, K.; COSTILL, D.L.; STEIN, E.; JANSSON, E.; ESSÉN, B.; GOLLNICK, P.D. The nature of training response; peripheral and central adaptations to one-legged exercise. *Acta Physiol. Scand.*, 96:289-305, 1976.
- SERWAY, R. A.; FAUGHN, J.S. Sound. In: *College Physics*. Saunders College Publishing, Toronto, 1985, pp. 339-369.
- SHINOHARA, M.; KOUZAKI, M.; YOSHIHISA, T.; FUKUNAKA, T. Mechanomyography of the human quadriceps muscle to incremental cycle ergometry. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 76:314-319, 1997.
- SIMONEAU, J.; BOUCHARD, C. Genetic determinism of fiber type proportion in human skeletal muscle. *FASEB J.*, 9: 1091-1095, 1995.
- SIMONEAU, J.; LORTIE, G.; BOULAY, M.; MARCOTTE, M. Thibault, M. and Bouchard, C. Human skeletal fiber alteration with high-intensity intermittent training. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 54:250-253, 1985.
- SIMONEAU, J.; LORTIE, G.; BOULAY, M.; MARCOTTE, M.; THIBAUT, M.; BOUCHARD, C. Inheritance of human skeletal muscle and anaerobic capacity adaptation to high-intensity intermittent training. *Int. J. Sports Med.*, 7:167-171, 1986.
- STARON, R. S.; KARAPONDO, D. L.; KRAEMER, W. J.; FRY, A. C.; GORDON S. E.; FALKEL, J. E.; HAGERMAN, F. C.; HIKIDA, R. S. Skeletal muscle adaptation during early phase of heavy-resistance training in men and Women. *J. Appl. Physiol.*, 76:1247-1255, 1994.
- STOKES, M.J. Acoustic myography: Application and considerations in measuring muscle performance. *Isokin. Exerc.*, 3:4-15, 1993.
- STOKES, M.J.; COOPER, R.G. Muscle sounds during voluntary and stimulated contractions of the human adductor pollicis muscle. *J. Appl. Physiol.*, 72: 1908-1913, 1992.
- STOKES, M.J.; DALTON, P.A. Muscles sounds reflect voluntary force in the fatigued human quadriceps. *Proc. Aust. Neurosci. Soc.*, 1:131, 1990.
- STOKES, M.J.; DALTON, P.A. Acoustic myography activity increases linearly up to maximal voluntary isometric force in the human quadriceps muscle. *J. Neurol. Sci.*, 101:163-167, 1991b.
- TESH, P.A.; KARLSSON, J. Muscle fiber types and size in trained and untrained muscles of elite athletes. *J. Appl. Physiol.* 59: 1716-1720, 1985.
- VAZ, M.A. *Mechanism of Muscle Vibrations during Stimulated and Voluntary Isometric Contractions of Mammalian Skeletal Muscle*. A Dissertation Submitted to the Faculty of Graduate Studies in partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of Doctor of Philosophy. Calgary, 1996.
- VAZ, M.A.; HERZOG, W.; ZHANG, Y.T.; LEONARD, T.R.; NGUYEN, H. Mechanism of electrically elicited muscle vibrations

- in the in-situ cat soleus muscle. *Muscle & Nerve*, 19:774-776, 1996.
- VAZ, M.A.; HERZOG, W. A mecanomiografia como técnica não-invasiva para o estudo da função muscular. *Revista Movimento*. Porto Alegre, v. 5, n.10, p. 15-20, 1999.
- VRBOVÁ, G. Factors determining the speed of contraction of striated muscle. *J. of Physiol.*, 185: 17-18, 1966.
- VRBOVÁ, G. Influence of activity on some characteristic properties of slow and fast mammalian muscles. *Exercise and Sports Sciences Reviews*, 7:180-207, 1979.
- VERMARIEN, H.; VELLEHOVEN, E. The recording of heart vibrations: a problem of vibration measurement on soft tissue. *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 22:168-178, 1984.
- WITZMANN, F.A.; KIM, D.H.; FITTS, R.H. Hind Limb immobilization: length-tension and contractile properties of skeletal muscle. *J. Appl. Physiol.*, 53:335-345, 1982.
- WUERKER, R.B.; MC PHEDRAN, A.M.; HENNEMAN, E. Properties of motor units in a heterogeneous pale muscle (m. gastrocnemius) of the cat. *J. Neurophysiol.*, 28:85-99, 1965.
- ZAJAC, F.E.; FADEN, J.S. Tetanic tension appears to be a perfect predictor for recruitment of plantaris (PL) motor units in the cat. *Soc. Neurosci. Abstr.*, 5: 532, 1979.
- ZHANG, Y.T.; FRANK, C.B.; RANGAYAN, R.M.; BELL, G.D. A comparative study of simultaneous vibromyography and electromyography with active human quadriceps. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 39:1045-1052, 1992.
- ZWARTS, M.J.; KEIDEL, M. Relationship between electrical and vibratory output of muscle during voluntary contraction and fatigue. *Muscle & Nerve*, 14:756-761, 1991.

UNITERMOS

Mecanomiografia, vibrações musculares, unidades motoras.

***Cíntia de la Rocha Freitas** é Licenciada em Educação Física pela Universidade Federal de Pelotas (UFPEL), e Mestre em Ciências do Movimento Humano pela Escola de Educação Física (ESEF) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS).

****Marco Aurélio Vaz** é Doutor em Cinesiologia pela Universidade de Calgary (Canadá), e Professor Adjunto do Departamento de Desportos e do Programa de Pós-Graduação (Mestrado/Doutorado) em Ciências do Movimento Humano da Escola de Educação Física (ESEF) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS).

*****Antônio Carlos Stringhini Guimarães** é Doutor em Cinesiologia pela Universidade de Calgary (Canadá), e Professor Adjunto do Departamento de Desportos e do Programa de Pós-Graduação (Mestrado/Doutorado) em Ciências do Movimento Humano da Escola de Educação Física (ESEF) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS).

******Michel Arias Brentano** é aluno do Curso de Graduação da ESEF/UFRGS.