

ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE - APLICAÇÕES NA FISIOLOGIA DO EXERCÍCIO

Surface electromyography applications
in exercise physiology

Bernardo Neme Ide¹
Cintia Ramari²
Lucio Vitorelli Muramatsu¹
Willians Fernando Vieira³
Stefania Bianchi¹
Renato Rissi⁴
Denise Vaz Macedo¹
Evanisi Teresa Palomari⁴

Resumo

A eletromiografia (EMG) de superfície é uma técnica empregada para observação da ativação neuromuscular. O sinal obtido é composto pelo somatório dos potenciais de ação oriundos das unidades motoras ativas que emanam para a superfície da pele, podendo ser analisado tanto no domínio do tempo como no da frequência. Sua análise fornece informações sobre o recrutamento e sincronização de unidades motoras, fadiga neuromuscular e alterações na velocidade de propagação dos potenciais de ação tanto no repouso como em situações de exercício. Considerando sua importância e aplicabilidade para a observação das respostas agudas e crônicas ao treinamento físico, o objetivo do presente trabalho foi revisar a literatura relacionada com as possíveis interpretações fisiológicas dos sinais advindos da EMG de superfície e discutir tópicos como a geração do potencial de ação e o recrutamento de unidades motoras durante situações específicas do exercício.

Palavras-chave: Potencial de ação; Placa Motora; Recrutamento de unidades motoras; Fibras Musculares Esqueléticas.

¹ Laboratório de Bioquímica do Exercício – LABEX, Instituto de Biologia - Universidade Estadual de Campinas.

² Laboratório de Instrumentação para Biomecânica - LIB, Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, São Paulo, Brasil.

³ Laboratório de Ultraestrutura celular - Departamento de Histologia e Embriologia, IB – Unicamp.

⁴ Laboratório de Instrumentação para Biomecânica - LIB, Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, São Paulo, Brasil.

Abstract

Surface electromyography (EMG) is a technique employed in the observation of neuromuscular activation. The obtained signal is compound by the summation of the active motor units action potentials that emanates from the skin surface. The signal may be analyzed in both the time and frequency domain. The analysis provides information about the motor units recruitment and synchronization, neuromuscular fatigue and changes in the action potential conduction velocity both at rest and during exercise situations. Considering the importance and applicability in the observation of acute and chronic exercise responses, the objective of this study was to review the related literature and the possible physiological interpretations from the surface EMG signals. Discussion of topics such as the generation of action potential and motor units recruitment during specific physical exercise situations are in the scope of the work.

Key-words: Action potential; Motor Endplate; Motor unit recruitment; Skeletal Muscle Fibers.

Introdução

Neurônios e fibras musculares são considerados como células excitáveis devido a sua capacidade única de propagar sinais elétricos rapidamente em resposta a um estímulo (1). Tais sinais elétricos gerados frente à atividade desses tecidos podem ser captados por agulhas inseridas diretamente nos músculos ou então, por eletrodos posicionados sobre a superfície da pele (2). A segunda situação representa a análise denominada na literatura como eletromiografia (EMG) de superfície.

A eletromiografia é definida como “o estudo da função muscular por meio da análise do sinal elétrico que provém dos músculos” (3). O sinal obtido é composto pelo somatório dos potenciais de ação oriundos das unidades motoras ativas que emanam para a superfície da pele (4, 5). Conseqüentemente, possibilita a quantificação da atividade neuromuscular tanto no repouso como em um determinado padrão de movimento (6, 7).

A ideia de que os músculos geravam eletricidade é muito antiga. Foi defendida por Francesco Redi em 1666, levando a importantes investigações realizadas por Guichard Duverney (1700), Jallabert (1750) e Luigi Galvani, nos anos de 1786, 1791 e 1792, respectivamente (8). Em 1912 na Alemanha H. Piper utilizava um galvanômetro para avaliar a EMG de superfície e, posteriormente, Gasser e Erlanger fizeram estudos similares por meio de um osciloscópio. Em 1928 Proebster observou sinais gerados por músculos denervados, dando início à EMG clínica. No entanto, somente no final dos anos 70 e início dos anos 80 (com o

desenvolvimento dos computadores), tornou-se possível a decomposição do sinal eletromiográfico gerado (4).

A Figura 1 ilustra eletrodos de superfície posicionados sobre o músculo quadríceps femoral e um sinal eletromiográfico bruto adquirido durante uma contração voluntária máxima isométrica.

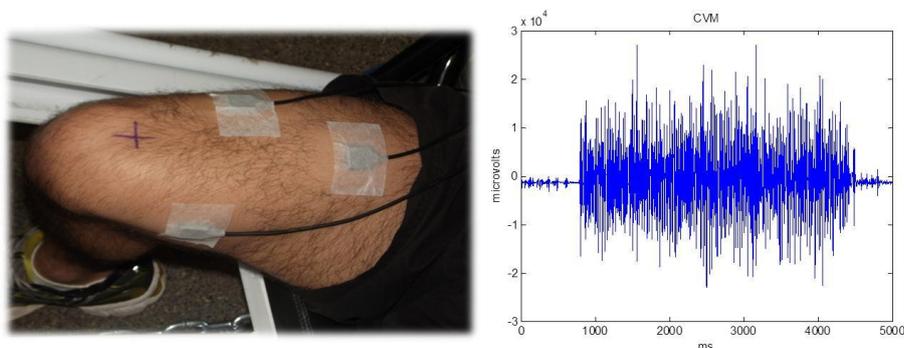


Figura 1: Eletrodos de superfície posicionados sobre o músculo quadríceps femoral (figura da esquerda) e um sinal eletromiográfico bruto adquirido durante uma contração voluntária máxima isométrica (figura da direita).

Após sua aquisição o sinal eletromiográfico pode ser analisado tanto no domínio do tempo como no domínio da frequência (4), fornecendo informações sobre o recrutamento e sincronização de unidades motoras, fadiga neuromuscular e alterações na velocidade de propagação dos potenciais de ação (4, 5). Considerando sua importância e aplicabilidade na observação das respostas agudas e crônicas ao treinamento, o principal objetivo do presente trabalho foi revisar a literatura sobre as possíveis interpretações fisiológicas dos sinais advindos da EMG de superfície. Para isso revisaremos tópicos como geração do potencial de ação, as possíveis interpretações dos parâmetros fornecidos pela EMG de superfície e os estudos referentes a recrutamento de unidades motoras durante situações específicas do exercício.

O potencial de ação

A distribuição desigual de íons entre os líquidos intracelulares (maior quantidade de K^+) e extracelulares (maior quantidade de Na^+ , Cl^- , Ca^{2+}) e a existência de canais iônicos seletivos para esses íons na membrana celular permitem que os íons se movimentem através das membranas. É importante ressaltar que células excitáveis são muito permeáveis ao K^+ e pouco permeáveis ao Na^+ . Isso faz com

que a movimentação de K^+ do meio intra para o meio extracelular resulte no estabelecimento de uma diferença de cargas através da membrana chamada de diferença de potencial elétrico de membrana em repouso ou potencial de membrana, que é mantida graças ao funcionamento da bomba $Na^+K^+ATPase$. O potencial elétrico ou voltagem é medido em mV. Nas nossas células quanto maior a voltagem, mais negativo é o seu valor, uma vez que o interior das células é sempre negativo em função da saída de K^+ .

Todas as células vivas possuem um potencial de membrana característico. A membrana de uma célula animal típica possui um potencial elétrico de repouso que varia de -50 mV a -70 mV (9). Neurônios tem potencial elétrico de repouso de -70mV enquanto o potencial de membrana nas fibras musculares variam de -85mV nas fibras tipo I a 92,7mV nas fibras IIA e -94,6 na fibras do tipo IIX (1). Neurônios e fibras musculares são considerados como células excitáveis devido a sua capacidade única de propagar potenciais de ação rapidamente em resposta a um estímulo. Nos neurônios as informações são transmitidas através de sucessivos potenciais de ação (PA), cujas velocidades de propagação variam de acordo com suas frequências de disparo (10). Já nas células musculares esqueléticas a propagação dos PA ao longo dos túbulos T desencadeia o processo de contração do tecido (1).

O potencial de ação é caracterizado por uma rápida e substancial inversão de polaridade da membrana (de negativa para positiva – despolarização; e de positiva retornando ao seu valor negativo de repouso - repolarização). Devido a essa reversão de polaridade, cada ciclo de potencial de ação possui uma fase ascendente, outra descendente, seguida de uma hiperpolarização e volta ao potencial elétrico de repouso de membrana (Figura 2).

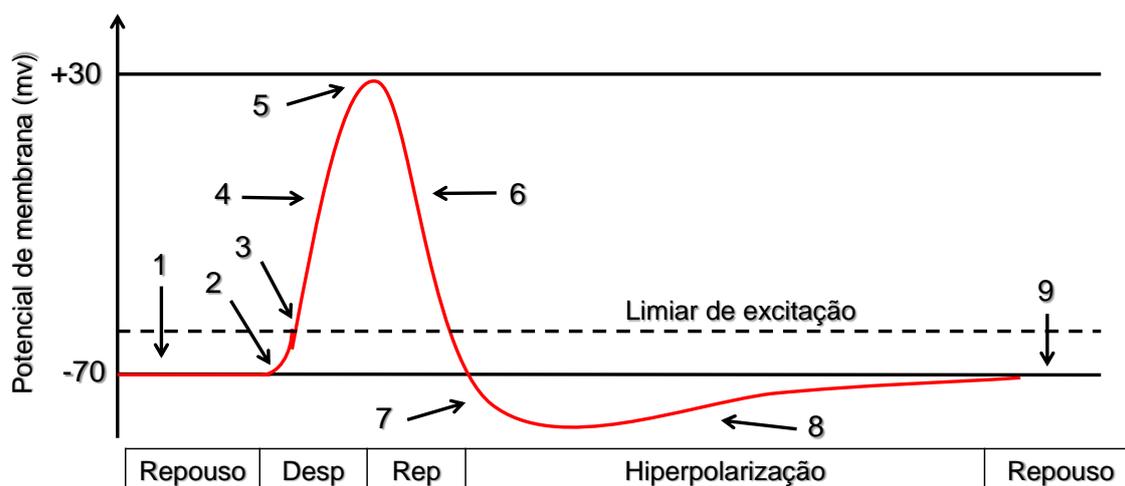


Figura 2: Ciclo de eventos que ocorrem na geração do potencial de ação. 1) Potencial de repouso da célula; 2) Estímulo despolarizante; 3) Abertura de canais de Na^+ dependente de voltagem; 4) Entrada de Na^+ na célula; 5) Fechamento de canais de Na^+ e abertura de canais de K^+ dependentes de voltagem mais lentos; 6) Saída de K^+ da célula; 7) Canais de K^+ dependente de voltagem ainda abertos, hiperpolarizando a célula; 8) Fechamento de canais de K^+ dependente de voltagem; 9) Retorno da permeabilidade iônica e do potencial de repouso da célula. Desp=despolarização da membrana. Rep=repolarização da membrana.

É importante ressaltar que a geração do potencial de ação é dependente de um estímulo (2) que seja capaz de diminuir a voltagem até um determinado valor, denominado limiar de excitabilidade (3). Na junção neuromuscular os canais iônicos responsáveis pelo limiar de excitabilidade são dependentes da ligação do neurotransmissor acetilcolina (ACh) liberado do axônio, que se difunde ao longo da fenda sináptica interagindo com seus receptores no sarcolema. Os canais dependentes de ACh abertos no sarcolema permitem a passagem de Na^+ e a consequente despolarização parcial da membrana, que aproxima o estímulo do limiar de excitabilidade.

Uma vez atingido o limiar de excitabilidade, os canais de Na^+ dependentes de voltagem que estavam fechados se abrem, deflagrando a despolarização da membrana (4). Nas fibras tipo I a inativação dos canais de Na^+ dependente de voltagem (5) ocorrem por volta de 20 ± 30 ms enquanto nas fibras IIA e IIX agem de modo mais veloz, ocorrendo entre 0.1 ± 1 ms (9). A fase descendente (repolarização) ocorre com a abertura mais tardia dos canais de K^+ em resposta a

(6). Durante a repolarização da membrana os canais de K^+ dependentes de voltagem se fecham lentamente, levando a uma hiperpolarização da célula (7) anterior ao retorno dos valores de potencial de repouso (9).

No processo de geração do PA como um todo destacamos dois aspectos importantes: 1) a quantidade de íons transportados para mudar o potencial de membrana de forma significativa é negligenciável quando comparada às concentrações dos mesmos nos meios intra e extracelulares, ou seja, o fluxo que ocorre durante a excitabilidade das células não exerce efeito algum sobre suas concentrações totais; 2) uma vez que um PA tenha iniciado, um novo potencial não se iniciará antes que este termine. Dessa forma os potenciais de ação não se sobrepõem devido a seus períodos refratários.

O período refratário é um breve instante de diminuição de excitabilidade e que pode ser dividido em duas fases. O período refratário absoluto ocorre imediatamente após o PA; durante esse período muitos canais de Na^+ dependentes de voltagem ainda estão inativos e não irão se abrir e vários canais de K^+ dependentes de voltagem estão abertos. Nesse período é impossível excitar a célula independentemente do tamanho do estímulo empregado. Essa fase é seguida por um período refratário relativo, durante o qual é possível engatilhar um novo potencial de ação, mas apenas quando aplicado um estímulo mais forte do que o usualmente requisitado para se alcançar o limiar de excitabilidade. Um período refratário curto é um indicativo de uma rápida velocidade de condução nervosa. O decréscimo desse período permite uma maior frequência de impulsos e um maior nível de ativação muscular (11).

Recrutamento de unidades motoras

Unidades motoras (UM) representam estruturas formadas pelos neurônios motores (motoneurônios α) e as respectivas fibras musculares inervadas pelos mesmos. O número de UM por grupamento muscular pode variar de 100 (músculos pequenos como os da mão) a 1000 ou mais para músculos maiores (5). As UM são classificadas de acordo com os tipos de fibras musculares inervadas. Dessa forma, existem as UM do tipo I, IIA e IIX. Essa diversidade permite que durante as contrações voluntárias a força seja modulada por uma combinação de recrutamento e alternância das UM ativas (5). Quanto maior a

frequência dos disparos e o número de UM recrutadas, maior será a força gerada (5). Todavia, a frequência de recrutamento depende diretamente da velocidade de condução dos potenciais de ação nos motoneurônios, que podem variar de 0.1 a 100 m/s (5, 12).

Os canais de Na⁺ dependentes de ACh localizados na junção neuromuscular desempenham um papel fundamental no recrutamento de UM. Sua quantidade e fração que permanecem ativos determinam a frequência de recrutamento das UM (1). Unidades motoras do tipo I possuem a capacidade de gerar potenciais de ação durante períodos mais prolongados sem perder sua excitabilidade (13). Já as do tipo II possuem um potencial de repouso mais negativo e uma densidade maior de canais de Na⁺ dependentes de ACh, requisitando uma maior frequência de potenciais de ação para atingir o limiar de excitabilidade das UM do tipo IIA e IIX (9).

A Tabela 1 apresenta os potenciais elétricos de repouso, o limiar de excitabilidade, a densidade de canais de Na⁺ das membranas das fibras do tipo I, IIA, e IIX, e suas frequências de recrutamento.

Tabela 1: Potencial elétrico de repouso do sarcolema, densidade de canais de Na⁺ dependentes de ACh e frequências de recrutamento das unidades motoras do tipo I, IIA e IIX.

Unidade Motora	Potencial elétrico de repouso (mV)	Densidade de canais de Na ⁺ dependente de ACh	Frequência de recrutamento (Hz)
I	-85	Baixa	10-20
IIA	-92.7	Média	40-90
IIX	-94.6	Alta	~200

Adicionalmente às informações supracitadas, nas décadas de 1960 e 1970, Henneman e colaboradores realizaram experimentos fundamentais para nossa compreensão corrente sobre o recrutamento de UM durante o exercício. Os pesquisadores observaram que quanto maior o diâmetro dos axônios menor era a resistência oferecida à condução dos potenciais de ação, possibilitando assim uma maior velocidade de propagação e frequência de disparos dos potenciais de ação (12, 14, 15). Tais pesquisas deram origem ao que é atualmente denominado na literatura de princípio do tamanho quando discutimos recrutamento de UM. A

Figura 3 apresenta uma ilustração clássica reportada na literatura de como ocorre o recrutamento de UM segundo o princípio do tamanho de Henneman.

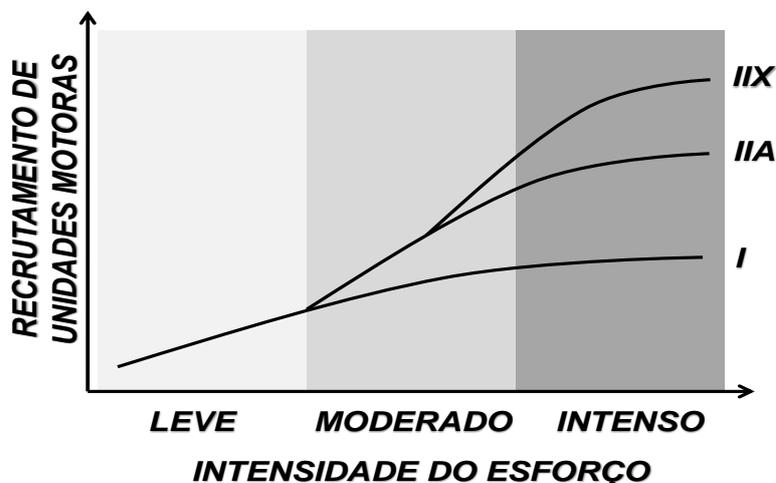


Figura 3: Ilustração do princípio do tamanho de Henneman.

Segundo os autores as UM são recrutadas em ordem crescente de tamanho (diâmetro do axônio) e intensidade do esforço. Como as UM do tipo I possuem axônios com diâmetro menor e uma diferença de potencial menor para atingir o limiar de excitabilidade, são as primeiras a serem recrutadas em esforços de baixa intensidade. Já as UM do tipo II (IIA e IIX), possuem axônios com diâmetros maiores e uma diferença de potencial maior para atingir o limiar de excitabilidade são recrutadas posteriormente, e somente quando a intensidade do esforço aumenta. Até os dias atuais o princípio do tamanho estabelecido por Henneman e colaboradores apresenta inúmeras aplicações na fisiologia do exercício, uma vez que possibilitou entender como a intensidade do esforço (força e velocidade de contração) pode influenciar no recrutamento de UM.

O recrutamento e as características das UM recrutadas representam aspectos muito importantes, que devem ser cuidadosamente considerados para as respostas e adaptações ao exercício. São eles: (I) somente as UM recrutadas irão responder e se adaptar ao exercício; (II) exercícios com requisição de alta capacidade de geração de força e potência são necessários para ativar UM do tipo II; (III) UM do tipo I e II apresentam respostas distintas à contração muscular, uma vez que as UM do tipo II possuem maior capacidade de hipertrofia que as do tipo I (16).

Parâmetros fornecidos pela EMG de superfície

Como citado anteriormente, o sinal obtido pela EMG de superfície é composto pelo somatório dos PA oriundos das UM ativas emanados pela superfície da pele (4, 5). O sinal é definido como não-estacionário (17) e é analisado nos domínios do tempo e da frequência (4). Os parâmetros prioritariamente fornecidos através da sua decomposição são a sua amplitude e frequência.

O objetivo do presente tópico é informar ao leitor sobre as formas de expressão e as interpretações fisiológicas das alterações dos parâmetros fornecidos pela EMG de superfície frente ao exercício. Uma abordagem mais direcionada e detalhada sobre a parte instrumental como as formas de tratamento e aquisição dos dados, composição e características dos eletrodos e demais cálculos aplicados na decomposição do sinal estão além dos objetivos do presente trabalho. Para uma leitura mais pormenorizada sobre tais assuntos o leitor deve recorrer à literatura específica nacional e internacional (17-19), bem como as diretrizes publicadas pelo SENIAM (20).

Amplitude do sinal

A amplitude do sinal eletromiográfico está relacionada com o recrutamento das UM (21). É representada por uma onda de sinais positivos e negativos, sendo estimada como o desvio padrão do sinal (22). A Figura 4 mostra a amplitude do sinal eletromiográfico dos músculos vasto lateral, vasto medial e reto femoral adquirida em uma contração voluntária máxima isométrica no exercício de Leg Press 45°.

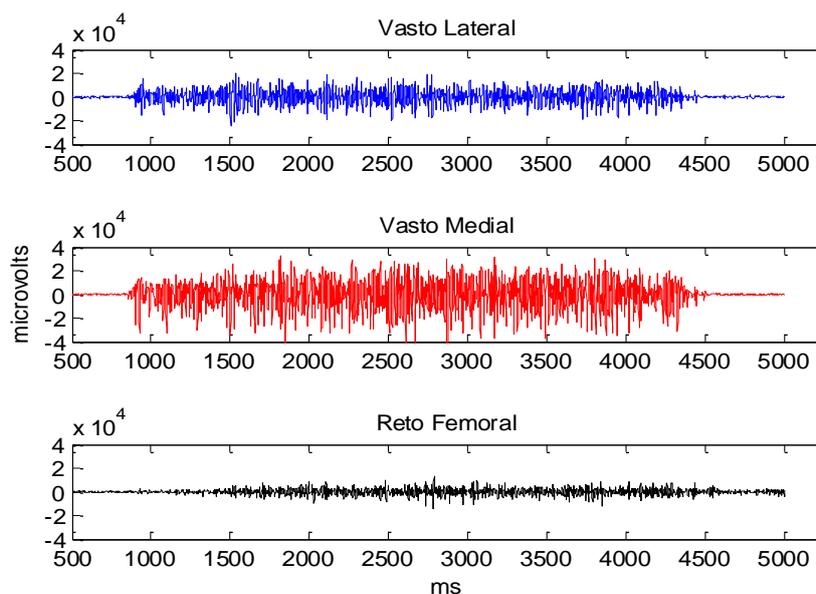


Figura 4: Amplitude do sinal eletromiográfico dos músculos vasto lateral, vasto medial e reto femoral, adquirida em uma contração voluntária máxima isométrica no exercício de Leg Press 45°.

A amplitude do sinal eletromiográfico pode ser expressa através da raiz quadrada da média dos quadrados (RMS), pela atividade eletromiográfica integrada (iEMG) ou pelo envoltório linear do sinal. Todavia, frequentemente têm sido observadas associações não fidedignas ao analisarmos o valor absoluto da amplitude do sinal eletromiográfico. Isso ocorre devido a aspectos anatômicos (localização da placa motora, ângulo de penação e sentido das fibras musculares) e instrumentais (tipo, posição e colocação dos eletrodos) que influenciam nesses valores e, portanto, devem ser minimizados durante a aquisição e tratamento dos dados. Para tanto, procedimentos de coleta como a normalização do sinal devem ser empregados (23-25).

Frequência do sinal

A frequência do sinal eletromiográfico (expressa por seu valor médio e/ou mediano) representa um indicativo da velocidade de condução dos potenciais de ação das UM ativas (17, 26). As variações na velocidade de condução de potenciais de ação têm sido propostas como indicadores de recrutamento das UM de acordo com o princípio do tamanho de Henneman (12, 14, 15), pois refletem o recrutamento progressivo das UM com maior diâmetro. Como já vimos, as UM do

tipo II apresentam maiores frequências, assim como uma maior taxa de queda desta quando comparadas a UM do tipo I (13, 27). Isso ocorre porque as UM do tipo II apresentam uma maior velocidade de condução de potenciais de ação (28).

Alterações na frequência do sinal eletromiográfico são utilizadas como uma forma não invasiva de monitoramento da fadiga, da velocidade de propagação dos potenciais de ação e do recrutamento das UM (13, 29).

Análise do sinal eletromiográfico durante a fadiga

A atividade neuromuscular repetitiva leva a um declínio do desempenho denominado fadiga (13). Durante o processo observamos alterações nas concentrações intra e extracelular de íons e na velocidade de propagação dos PA (13). O decréscimo da frequência média e/ou mediana representa o comportamento clássico do sinal eletromiográfico observado frente a essa situação, e tem sido utilizado como um método não invasivo de monitoramento eletrofisiológico de instalação da fadiga (30-32).

Observações experimentais reportadas na literatura apontam que concomitante ao decréscimo da frequência ocorre um recrutamento adicional de UM pelo sistema nervoso central (13). O objetivo dessa estratégia seria distribuir a carga de trabalho por mais UM, para que a requisição exacerbada sobre as mesmas fosse diminuída, possibilitando a continuidade do trabalho mecânico (13, 29, 33-36).

O aumento no recrutamento das UM induzido pela fadiga é observado pelo comportamento do sinal da EMG de superfície durante contrações submáximas, sustentadas por um longo período (35). Nessa situação observamos um decréscimo no desempenho, juntamente com uma alteração na ativação muscular (35). Dessa forma, a força é sustentada por um período até que a fadiga se manifeste e um progressivo incremento na atividade eletromiográfica ocorra (34, 36, 37).

A Figura 5 ilustra o comportamento da amplitude do sinal eletromiográfico do músculo vasto medial durante a execução de 20 repetições máximas no exercício de Leg Press 45°.

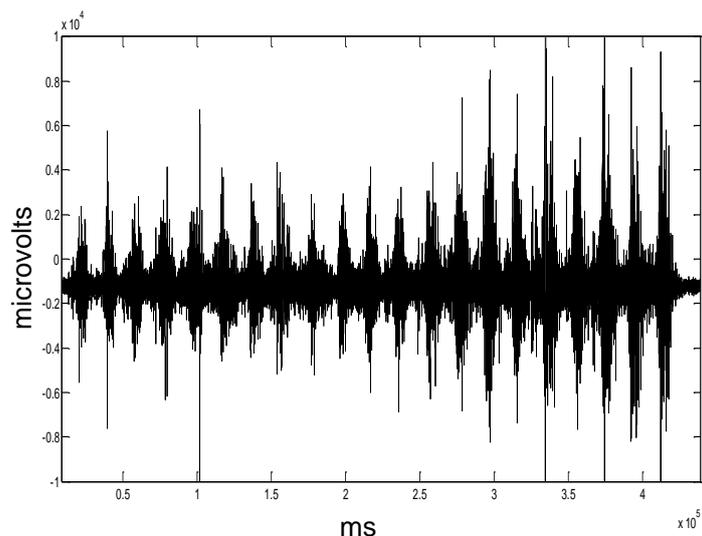


Figura 5: Comportamento da amplitude do sinal eletromiográfico do músculo vasto medial durante a execução de 20 repetições máximas (20RM) no exercício de Leg Press 45°.

Podemos observar um aumento na amplitude do sinal nas repetições finais. Smilios e colaboradores (35) observaram o comportamento da potência muscular e do sinal da EMG de superfície durante a execução de uma sessão de treinamento de força do músculo quadríceps femoral. Os autores concluíram que durante a execução de um treinamento com intensidade moderada e um alto número de repetições, a atividade elétrica muscular aumenta com o objetivo de sustentar a potência requisitada. Adicionalmente ao incremento da amplitude do sinal eletromiográfico, a fadiga induz um decréscimo na frequência mediana do sinal (13).

Análise do sinal durante as distintas ações musculares

O estudo do comportamento muscular através da EMG de superfície é majoritariamente realizado durante ações musculares isométricas. Contudo, a maior parte das tarefas motoras realizadas tanto na vida cotidiana como no esporte envolvem constantes mudanças no comprimento muscular (5). Adicionalmente, a ocorrência de dano tecidual, hipertrofia e ganho de força, são creditados aos exercícios com ações excêntricas (38). Dessa forma, quando objetivamos observar as distintas respostas ao exercício e às demais atividades cotidianas, um discernimento entre a atividade neural nessas fases do movimento se faz necessário.

Estudos prévios têm observado que o recrutamento das UM durante as ações concêntricas e excêntricas diferem entre si (39-41). McHugh e colaboradores (39) compararam o sinal eletromiográfico dos músculos do quadríceps femoral durante as ações concêntricas e excêntricas em várias intensidades de esforço. Os resultados mostraram que a frequência do sinal foi maior para as ações excêntricas quando comparada às concêntricas em 25%, 50% e 75% mas não em 100% da contração voluntária máxima. A amplitude também aumentou de acordo com a intensidade de forma similar para cada tipo de ação.

Resumidamente, as observações experimentais apontam para a uma menor amplitude do sinal eletromiográfico durante as ações excêntricas quando comparadas às concêntricas. Por outro lado observa-se uma maior frequência do sinal, sugerindo um recrutamento mais seletivo das UM do tipo II nessa fase do movimento (39-41). Esse comportamento neural tem sido frequentemente utilizado para explicar a ocorrência de maior dano tecidual proporcionado por essa fase do movimento, uma vez que um menor número de UM é recrutado para uma determinada força desenvolvida. Isso sustenta a hipótese de que nas ações excêntricas haveria um maior estresse imposto às UM (42).

A Figura 6 ilustra o comportamento da amplitude (RMS) e frequência mediana (Fm) do sinal eletromiográfico do músculo vasto medial nas fases excêntrica e concêntrica durante a execução de 3 movimentos no exercício de Leg Press 45°. Observe que na fase concêntrica o RMS é maior (1137 μ V), mas a frequência é menor (76,1 hz), indicando um número mais acentuado de UM. Em contrapartida, na fase excêntrica a amplitude é menor (437,2 μ V), mas a frequência mediana é elevada (91.7Hz), indicando uma maior atividade das UM do tipo II.

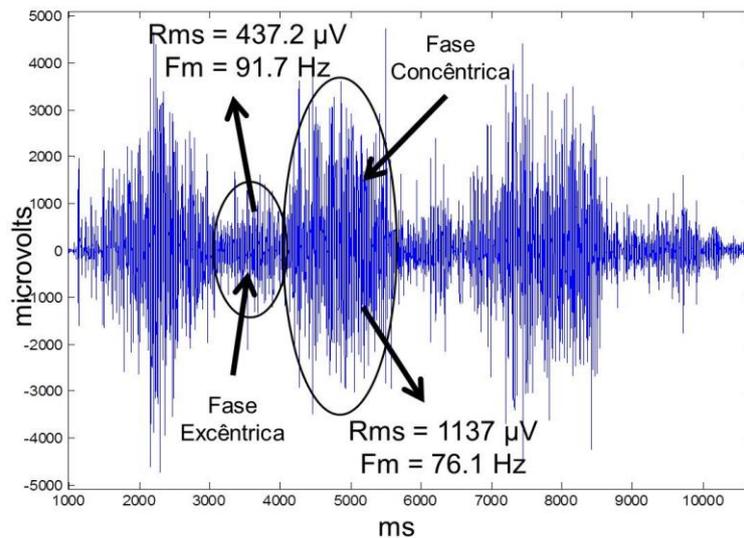


Figura 6: Comportamento da amplitude (RMS) e frequência mediana (Fm) do sinal eletromiográfico do músculo vasto medial nas fases excêntrica e concêntrica durante a execução de 3 movimentos no exercício de Leg Press 45°.

A discussão na literatura aponta que um maior recrutamento relativo das UM do tipo II durante as ações excêntricas podem ter implicações tanto para esportes com uma alta demanda de recrutamento das UM de alta frequência, como para o campo de reabilitação de lesões dessas fibras (39).

Conclusões e perspectivas futuras

A eletromiografia de superfície representa uma ferramenta extremamente útil no tocante à observação da ativação/coativação muscular nas mais variadas situações de exercício. A análise não é invasiva, sua aplicação é simples e de fácil acesso, possibilitando a observação de estratégias de controle do sistema nervoso central referente ao recrutamento de unidades motoras. Pesquisas futuras podem fazer uso dessa técnica para observar as respostas neuromusculares a distintos protocolos de treinamento, bem como analisar as diferenças neurais entre indivíduos treinados e sedentários.

Conflito de interesses

Os autores reportam não haver conflito de interesses

Agradecimentos

Durante o período de elaboração do trabalho Cintia Ramari Ferreira, Lúcio Vitorelli Muramatsu, Renato Rissi e Willians Fernando Vieira receberam bolsas de estudo da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Capes.

Referências

1. Bottinelli R, Reggiani C. Human skeletal muscle fibres: molecular and functional diversity. *Progress in biophysics and molecular biology*. 2000;73(2-4):195-262.
2. Felici F. Applications in Exercise Physiology. *Electromyography*: John Wiley & Sons, Inc.; 2005. p. 365-79.
3. Basmajian JV. Electromyographic analyses of basic movement patterns. *Exercise and sport sciences reviews*. 1973;1:259-84. Epub 1973/01/01.
4. Merletti R, Hermens HJ. Detection and Conditioning of the Surface EMG Signal. *Electromyography*: John Wiley & Sons, Inc.; 2005. p. 107-31.
5. Moritani T, Stegeman D, Merletti R. Basic Physiology and Biophysics of EMG Signal Generation. *Electromyography*: John Wiley & Sons, Inc.; 2005. p. 1-25.
6. Farina D, Merletti R, Enoka RM. The extraction of neural strategies from the surface EMG. *J Appl Physiol*. 2004;96(4):1486-95.
7. Walker S, Davis L, Avela J, Hakkinen K. Neuromuscular fatigue during dynamic maximal strength and hypertrophic resistance loadings. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2012. Epub 2012/01/17.
8. Clarys JP, Cabri J. Electromyography and the study of sports movements: a review. *Journal of sports sciences*. 1993;11(5):379-448. Epub 1993/10/01.
9. Ruff RL, Whittlesey D. Comparison of Na⁺ currents from type IIa and IIb human intercostal muscle fibers. *The American journal of physiology*. 1993;265(1 Pt 1):C171-7. Epub 1993/07/01.

10. Farina D, Merletti R, Stegeman D. Biophysics of the generation of EMG signals. *Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications*. 2005:81-105.
11. Ross A, Leveritt M, Riek S. Neural influences on sprint running: training adaptations and acute responses. *Sports Med*. 2001;31(6):409-25. Epub 2001/06/08.
12. Henneman E, Somjen G, Carpenter DO. Excitability and inhibitability of motoneurons of different sizes. *J Neurophysiol*. 1965;28(3):599-620. Epub 1965/05/01.
13. Allen DG, Lamb GD, Westerblad H. Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms. *Physiological reviews*. 2008;88(1):287-332. Epub 2008/01/16.
14. Henneman E, Clamann HP, Gillies JD, Skinner RD. Rank order of motoneurons within a pool: law of combination. *J Neurophysiol*. 1974;37(6):1338-49. Epub 1974/11/01.
15. Henneman E, Somjen G, Carpenter DO. Functional Significance of Cell Size in Spinal Motoneurons. *J Neurophysiol*. 1965;28:560-80. Epub 1965/05/01.
16. Spiering BA, Kraemer WJ, Anderson JM, Armstrong LE, Nindl BC, Volek JS, et al. Resistance exercise biology: manipulation of resistance exercise programme variables determines the responses of cellular and molecular signalling pathways. *Sports Med*. 2008;38(7):527-40. Epub 2008/06/19.
17. Ahmad Nasrul N, Som M. Surface Electromyography signal processing and application: a review. 2009.
18. Reaz MBI, Hussain M, Mohd-Yasin F. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological procedures online*. 2006;8(1):11-35.
19. Gerdle B, Karlsson S, Day S, Djupsjöbacka M. Acquisition, processing and analysis of the surface electromyogram. *Modern Techniques in Neuroscience* Berlin, Germany: Springer–Verlag. 1999:705-55.
20. Merletti R, Hermens H. Introduction to the special issue on the SENIAM European Concerted Action. *Journal of electromyography and kinesiology : official*

journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology. 2000;10(5):283-6. Epub 2000/10/06.

21. Farina D. The Extraction of Neural Strategies from the Surface EMG. In: Merletti R, Enoka RM, editors. J Appl Physiol 2004. p. 1486-95.

22. Clancy E, Hogan N. Single site electromyograph amplitude estimation. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on. 1994;41(2):159-67.

23. Burden A. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology. 2010;20(6):1023-35. Epub 2010/08/13.

24. Nicholson WR. The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: a proof of principle. Journal of manipulative and physiological therapeutics. 2000;23(5):369-70. Epub 2000/06/23.

25. Lehman GJ, McGill SM. The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: a proof of principle. Journal of manipulative and physiological therapeutics. 1999;22(7):444-6. Epub 1999/10/16.

26. Ross A, Leveritt M, Riek S. Neural influences on sprint running: Training adaptations and acute responses. Sports Medicine. 2001;31(6):409-25.

27. Kupa EJ, Roy SH, Kandarian SC, De Luca CJ. Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. J Appl Physiol. 1995;79(1):23-32. Epub 1995/07/01.

28. Masuda T, Kizuka T, Zhe JY, Yamada H, Saitou K, Sadoyama T, et al. Influence of contraction force and speed on muscle fiber conduction velocity during dynamic voluntary exercise. Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology. 2001;11(2):85-94. Epub 2001/03/03.

29. Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson P, Dyhre-Poulsen P. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. J Appl Physiol. 2002;93(4):1318-26. Epub 2002/09/18.

30. Kupa E, Roy S, Kandarian S, De Luca C. Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. *Journal of Applied Physiology*. 1995;79(1):23-32.
31. Ament W, Bonga GJJ, Hof AL, Verkerke GJ. EMG median power frequency in an exhausting exercise. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 1993;3(4):214-20.
32. Bilodeau M, Schindler-Ivens S, Williams D, Chandran R, Sharma S. EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2003;13(1):83-92.
33. Gandevia SC, Enoka RM, McComas AJ, Stuart DG, Thomas CK. Neurobiology of muscle fatigue. Advances and issues. *Advances in experimental medicine and biology*. 1995;384:515-25. Epub 1995/01/01.
34. Duchateau J, Balestra C, Carpentier A, Hainaut K. Reflex regulation during sustained and intermittent submaximal contractions in humans. *The Journal of physiology*. 2002;541(Pt 3):959-67. Epub 2002/06/18.
35. Smilios I, Hakkinen K, Tokmakidis SP. Power output and electromyographic activity during and after a moderate load muscular endurance session. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2010;24(8):2122-31. Epub 2009/10/17.
36. Sogaard K, Gandevia SC, Todd G, Petersen NT, Taylor JL. The effect of sustained low-intensity contractions on supraspinal fatigue in human elbow flexor muscles. *The Journal of physiology*. 2006;573(Pt 2):511-23. Epub 2006/03/25.
37. Masuda K, Masuda T, Sadoyama T, Inaki M, Katsuta S. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 1999;9(1):39-46. Epub 1999/02/18.
38. Ide BN, Dechechi CJ, Lopes CR, Brenzikofer R, de Macedo DV. AÇÕES MUSCULARES EXCÊNTRICAS–POR QUE GERAM MAIS FORÇA? POR QUE GERAM MAIS TRAUMAS? *Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício*. 2011;5(25):61-8.

39. McHugh MP, Tyler TF, Greenberg SC, Gleim GW. Differences in activation patterns between eccentric and concentric quadriceps contractions. *Journal of sports sciences*. 2002;20(2):83-91. Epub 2002/01/29.
40. Del Valle A, Thomas CK. Firing rates of motor units during strong dynamic contractions. *Muscle & nerve*. 2005;32(3):316-25. Epub 2005/06/24.
41. Enoka RM. Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. *J Appl Physiol*. 1996;81(6):2339-46. Epub 1996/12/01.
42. Moritani T, Muramatsu S, Muro M. Activity of motor units during concentric and eccentric contractions. *American journal of physical medicine*. 1987;66(6):338-50.

Endereço para correspondência:

Laboratório de Bioquímica do Exercício (Labex), IB.

Cidade Universitária Zeferino Vaz - Instituto de Biologia. Cx. Postal 6.109.

Campinas – SP. Brasil. CEP: 13083 970.

Fone: (19) 3521 6148 ou 3521 6145 Fax: (19) 3521 6129.

E-mail: bernardo_311@hotmail.com