

LEONARDO HENRIQUE FERNANDES CARVALHO

**RECRUTAMENTO DE UNIDADES MOTORAS
INVESTIGADO ATRAVÉS DA
ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE: PRÁTICA
PEDAGÓGICA EM BIOQUÍMICA E FISIOLOGIA
DO EXERCÍCIO**

Trabalho de conclusão de curso
apresentado a Faculdade de
Educação Física da Universidade
Estadual de Campinas para obtenção
do título de Bacharel em Educação
Física.

Orientador: Prof. Ms. Bernardo Neme Ide

Campinas, 2015

RESUMO

O conceito de recrutamento de unidades motoras (UM) é fundamental para profissionais de educação física, uma vez que está na gênese das adaptações neurais induzidas por diferentes metodologias de treinamento de força. No entanto, na literatura, nos livros de bioquímica e fisiologia, há uma escassez de ferramentas para transmissão deste conhecimento, que possibilite aos alunos o domínio mais seguro dessa condição, visando a sua autonomia de pensamento. Esse conhecimento obviamente aprimora a atuação no âmbito profissional. O objetivo do presente trabalho é apresentar a concepção de uma prática pedagógica para o ensino do conceito de recrutamento de UM durante o exercício. Objetivamos contextualizar como a intensidade e o volume do exercício podem interferir no recrutamento de UM, visando dar suporte aos alunos e professores para que esse conteúdo possa ser entendido de maneira clara e objetiva, através de um processo experimental dinâmico e integrado. Com os resultados obtidos, o professor pode discutir diversas formas de treinos existentes, baseado no estudo clássico do princípio do tamanho realizado por Henneman e colaboradores no ano de 1965 e em pesquisas recentes, que apontam a fadiga neuromuscular como um fator interveniente no recrutamento de UM.

Palavras Chaves: Unidade Motora; Eletromiografia de superfície; prática pedagógica; Intensidade e volume do exercício.

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Ilustração do princípio do tamanho de Henneman.**Erro! Indicador não definido.**

Figura 2. Esquema representativo das possíveis alterações no córtex motor decorrentes da instalação da fadiga neuromuscular. A representação à esquerda indica uma situação de início do exercício e a da direita as possíveis alterações no córtex motor em decorrência da instalação da fadiga. Os neurônios aferentes musculares de pequeno diâmetro (III e IV), são sensíveis a vários parâmetros associado a fadiga periférica (Mense and Meyer 1985), com isso as informações são encaminhadas para o sistema nervoso central, aumentando o drive motor e possibilitando com que mais unidades motoras sejam recrutadas. TC = trato corticoespinal. Adaptado de Gandevia (Gandevia 2001). 10

Figura 3. 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). 11

Figura 4. Amplitude do sinal eletromiográfico dos músculos vasto lateral, vasto medial e reto femoral, adquirida em um teste de contração voluntária máxima isométrica no exercício de Leg Press 45°. 12

Figura 5: Amplitude média do sinal, adquiridos nas intensidades de 30%, 50% e 70% de 1RM..... 18

Figura 6 - Sinal eletromiográfico bruto do músculo vasto medial adquirido em 4 intensidades distintas no exercício de cadeira extensora (1RM, 30%, 50% e 70% de 1RM). 19

Figura 7: Sinal eletromiográfico bruto do músculo vasto medial, adquirido durante a execução de 20 movimentos com 50% de 1RM. 20

Figura 8: Amplitude do sinal eletromiográfico ao longo de 18 movimentos realizados com a intensidade de 50% de 1RM..... 20

Figura 9: Amplitude média do sinal eletromiográfico adquirido em cinco condições distintas. 21

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1: Potencial elétrico de repouso do sarcolema, densidade de canais de Na^+ dependentes de acetilcolina (ACh) e frequências de recrutamento das unidades motoras do tipo I, IIA e IIX.	8
--	---

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	7
Recrutamento de UM investigado pela eletromiografia de superfície	10
Como investigar recrutamento de UM através da EMG de superfície?	12
2. OBJETIVOS.....	14
3. MATERIAIS E MÉTODOS	14
A Proposta Pedagógica - Contexto Geral	14
Participantes	15
Orientação na montagem do experimento e realização do roteiro.....	15
3. Avaliações.....	15
3.1.1 Força Máxima: Teste de uma repetição máxima (1RM)	15
3.1.2 Eletromiografia de superfície (EMG).....	16
3.1.3 Análise dos dados.....	17
6. CONCLUSÕES.....	26
7. REFERÊNCIAS.....	27

1. INTRODUÇÃO

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 (Moritani, Stegeman et al. 2005). As UM são classificadas de acordo com os tipos de fibras musculares por elas 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 (Moritani, Stegeman et al. 2005). Quanto maior a frequência dos disparos de potencial de ação e o número de UM recrutadas, maior será a força gerada (Moritani, Stegeman et al. 2005). Todavia, a frequência de recrutamento depende diretamente da velocidade de condução dos potenciais de ação nos motoneurônios, que podem variar de 0,1m/s a 100 m/s (Henneman, Somjen et al. 1965; Moritani, Stegeman et al. 2005).

Os canais de Na^+ dependentes de acetilcolina (ACh) localizados na junção neuromuscular desempenham um papel fundamental no recrutamento de UM. A quantidade e fração desses canais que permanecem ativos determinam a frequência de recrutamento das UM (Bottinelli and Reggiani 2000). Unidades motoras do tipo I possuem a capacidade de gerar potenciais de ação durante períodos mais prolongados sem perder sua excitabilidade (Allen, Lamb et al. 2008). Já as do tipo IIA e IIX possuem um potencial de repouso mais negativo e uma densidade maior de canais de Na^+ dependentes de acetilcolina, requisitando uma maior frequência de potenciais de ação para atingir o limiar de excitabilidade dessas UM (Ruff and Whittlesey 1993).

A Tabela 1 apresenta os potenciais elétricos de repouso, o limiar de excitabilidade, a densidade de canais de Na^+ dependentes de ACh 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 acetilcolina (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 ⁺ dependentes de ACh	Frequência de recrutamento (Hz)
I	-85	Baixa	10-20
IIA	-92.7	Média	40-90
IIX	-94.6	Alta	~200

Nas décadas de 1960 e 1970 Henneman e colaboradores realizaram experimentos fundamentais para a compreensão corrente sobre o recrutamento de UM durante o exercício. Esses 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 (Henneman, Somjen et al. 1965; Henneman, Somjen et al. 1965; Henneman, Clamann et al. 1974). Tais pesquisas deram origem ao que é atualmente denominado na literatura de *princípio do tamanho* quando discutimos recrutamento de UM.

A Figura 1 apresenta uma ilustração clássica reportada na literatura de como ocorre o recrutamento de UM segundo o princípio do tamanho de Henneman.

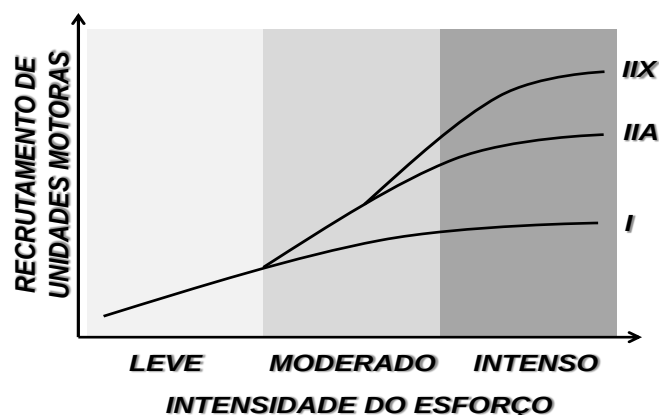


Figura 1: Ilustração do princípio do tamanho de Henneman.

Segundo Henneman as UM são recrutadas em ordem crescente de tamanho (diâmetro do axônio) em função da 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.

É importante ressaltar que pesquisas recentes também apontam a fadiga neuromuscular como um fator interveniente no recrutamento de UM (Gandevia 2001; Adam and De Luca 2003; Allen, Lamb et al. 2008; Smilios, Häkkinen et al. 2010). Dessa forma, além da intensidade, o volume do exercício realizado também interfere no recrutamento de UM. O objetivo dessa estratégia seria distribuir a carga de trabalho por UM, diminuindo uma requisição exacerbada sobre as mesmas, possibilitando assim a continuidade do trabalho mecânico durante o exercício.

Esse aumento de recrutamento aconteceria tanto em contrações dinâmicas como isométricas com intensidades máximas e submáximas (Smilios, Häkkinen et al. 2010). A Figura 2, resume a influência da fadiga no recrutamento de UM.

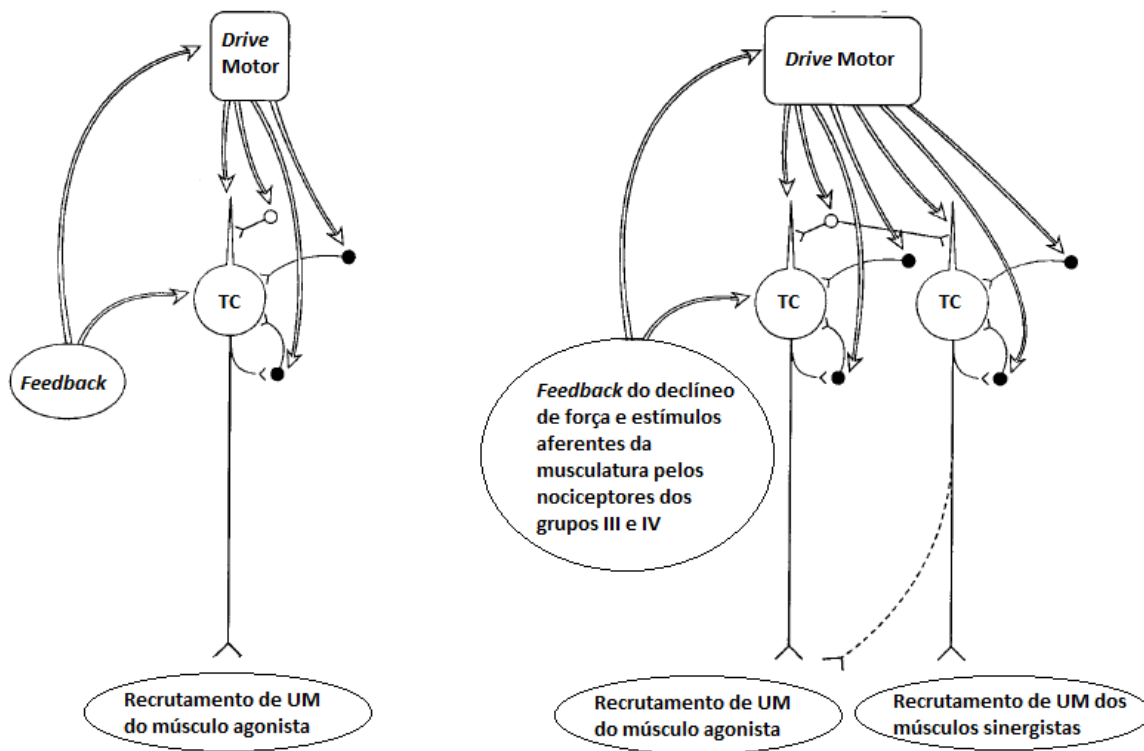


Figura 2. Esquema representativo das possíveis alterações no córtex motor decorrentes da instalação da fadiga neuromuscular. A representação à esquerda indica uma situação de início do exercício e a da direita as possíveis alterações no córtex motor em decorrência da instalação da fadiga. Os neurônios aferentes musculares de pequeno diâmetro (III e IV), são sensíveis a vários parâmetros associado a fadiga periférica (Mense and Meyer 1985), com isso as informações são encaminhadas para o sistema nervoso central, aumentando o drive motor e possibilitando com que mais unidades motoras sejam recrutadas. TC = trato corticoespinal. Adaptado de Gandevia (Gandevia 2001).

Recrutamento de UM investigado pela eletromiografia de superfície

A eletromiografia é definida como “o estudo da função muscular por meio da análise do sinal elétrico que provém dos músculos” (Basmajian 1973). O sinal obtido é composto pelo somatório dos potenciais de ação oriundos das unidades motoras ativas que emanam para a superfície da pele (Merletti and Hermens 2005; Moritani, Stegeman et al. 2005). Consequentemente, possibilita a quantificação da atividade neuromuscular tanto no repouso como em um determinados padrões de movimento (Farina, Merletti et al. 2004; Walker, Davis et al. 2012).

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 (Clarys and Cabri 1993). 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 desnervados, 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 (Merletti and Hermens 2005).

A Figura 3 ilustra eletrodos de superfície posicionados sobre o músculo quadríceps femoral e um sinal eletromiográfico bruto adquirido durante um teste de contração voluntária máxima isométrica.

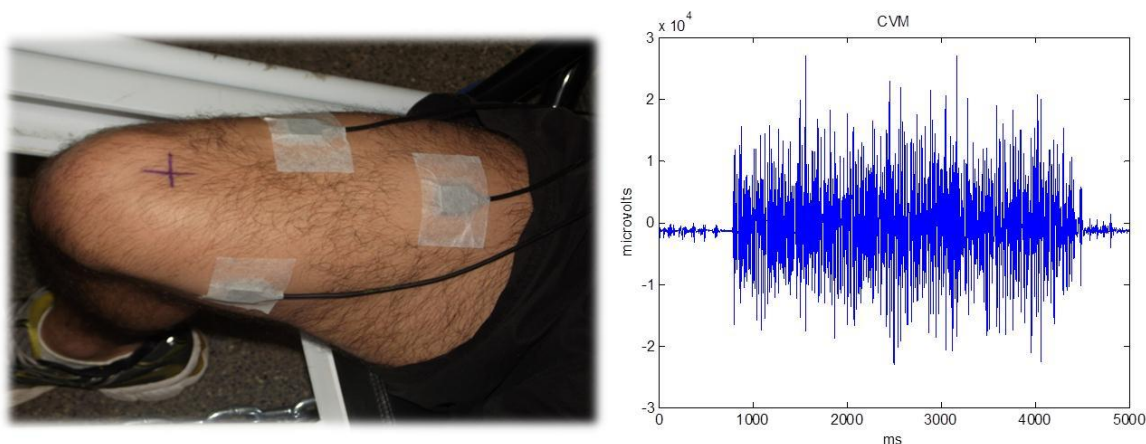


Figura 3. Eletrodos de superfície posicionados sobre o músculo quadríceps femoral (figura da esquerda) e um sinal eletromiográfico bruto adquirido durante uma contração voluntária máxima isométrica (figura da direita).

Após sua aquisição o sinal eletromiográfico pode ser analisado tanto no domínio do tempo como no domínio da frequência (Merletti and Hermens 2005), fornecendo informações sobre o recrutamento e sincronização de unidades motoras, fadiga neuromuscular e alterações na velocidade de propagação dos potenciais de ação (Merletti and Hermens 2005; Moritani, Stegeman et al. 2005).

Como investigar recrutamento de UM através da EMG de superfície?

O sinal obtido pela EMG de superfície é composto pelo somatório dos potenciais de ação oriundos das UM ativas emanados pela superfície da pele (Merletti and Hermens 2005; Moritani, Stegeman et al. 2005). O sinal é definido como não-estacionário (Ahmad Nasrul and Som 2009), e é analisado nos domínios do tempo e da frequência (Merletti and Hermens 2005). Os parâmetros prioritariamente fornecidos através da sua decomposição são a sua amplitude e frequência.

A amplitude do sinal eletromiográfico está relacionada com o recrutamento das UM (Farina 2004). É representada por uma onda de sinais positivos e negativos, sendo estimada como o desvio padrão do sinal (Clancy and Hogan 1994). A Figura 3 mostra a amplitude do sinal eletromiográfico dos músculos vasto lateral, vasto medial e reto femoral adquirida em um teste de contração voluntária máxima isométrica no exercício de Leg Press 45°.

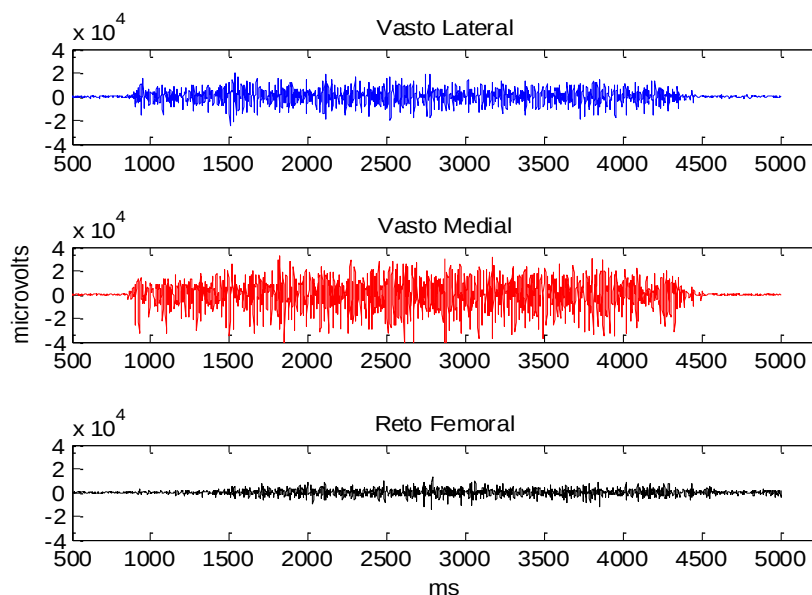


Figura 4. Amplitude do sinal eletromiográfico dos músculos vasto lateral, vasto medial e reto femoral, adquirida em um teste de contração voluntária máxima isométrica no exercício de Leg Press 45°.

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 penetração 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 (Lehman and McGill 1999; Nicholson 2000; Burden 2010).

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 (Ross, Leveritt et al. 2001; Ahmad Nasrul and Som 2009). 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 (Henneman, Somjen et al. 1965; Henneman, Somjen et al. 1965; Henneman, Clamann et al. 1974), 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 (Kupa, Roy et al. 1995; Allen, Lamb et al. 2008). Isso ocorre porque as UM do tipo II apresentam uma maior velocidade de condução de potenciais de ação (Masuda, Kizuka et al. 2001).

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 (Aagaard, Simonsen et al. 2002; Allen, Lamb et al. 2008).

2. OBJETIVOS

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 (Spiering, Kraemer et al. 2008).

O presente trabalho possui como objetivo apresentar a concepção de uma prática pedagógica para o ensino do conceito de recrutamento de UM durante o exercício. Objetivamos contextualizar como a intensidade e o volume do exercício podem interferir nesse aspecto, visando dar suporte aos alunos e professores para que esse conteúdo possa ser entendido de maneira clara e objetiva, através de um processo experimental dinâmico e integrado.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

A Proposta Pedagógica - Contexto Geral

A prática teve como objetivo observar como a intensidade e o volume do exercício podem interferir no recrutamento UM. Para tanto, foi mensurada a amplitude da EMG de superfície do músculo vasto medial (VM) no exercício de cadeira extensora. As intensidades investigadas foram de 30%, 50% e 70% do teste de uma repetição máxima (1RM). Já para observar a influência do volume, os indivíduos realizaram 20 repetições com a intensidade de 50% de 1RM. A ordem de realização das intensidades foi sorteada e o intervalo entre elas constituiu de dois minutos. Somente o protocolo de volume foi realizado por último, para que uma possível instalação de fadiga não interferisse na observação das respostas neuromusculares frente as intensidades. Toda a aula foi filmada para que não somente aqueles que participaram das atividades práticas tivessem o contato com

diversas informações presentes na literatura e, professores pudessem utilizar a mesma como uma ferramenta pedagógica.

Participantes

Todos os voluntários foram classificados por sexo, idade e nível de treinamento (exercícios de rotina, isto é, intensidade, volume, frequência, período engajados na rotina de treinamento regular). No total, cinco indivíduos do sexo masculino, com mais de dois anos de experiência no treinamento de força (idade: $24,2 \pm 7,5$ anos; massa: $75 \pm 8,8$ kg; altura: $1,7 \pm 0,0$ m) e sete sedentários (três homens e quatro mulheres; idade: $31 \pm 6,4$ anos; massa: $66,3 \pm 24,2$ kg; altura: $1,67 \pm 11,6$ m) participaram da prática.

Orientação na montagem do experimento e realização do roteiro

Depois das perguntas feitas sobre o tema e os materiais, o professor orientou os alunos na concepção do experimento. No entanto, para compreensão plena, os alunos devem se sentir responsáveis pela elaboração do estudo. Assim, o professor não deu o protocolo experimental, mas, ao invés disso, conduziu um debate usando princípios bioquímicos e fisiológicos baseados em perguntas e materiais. Não houve nenhuma necessidade de os alunos realizarem leituras adicionais de trabalhos empíricos para responder as perguntas. Dessa forma, os alunos usam conhecimentos adquiridos em sala de aula promovendo a percepção de autonomia. Apenas uma breve introdução sobre os parâmetros que podem ser extraídos da eletromiografia foi necessária para interpretação dos resultados.

3. Avaliações

3.1.1 Força Máxima: Teste de uma repetição máxima (1RM)

O protocolo do teste de 1RM seguiu os procedimentos descritos por Brow e Weir (2001). Antes da execução dos testes os indivíduos realizaram um aquecimento geral (3-5 minutos de atividade leve envolvendo os músculos a serem testados), seguido por alongamentos estáticos também para a musculatura envolvida. Após, realizaram um conjunto específico de aquecimentos que consistiu de oito repetições

com aproximadamente 50% do estimado 1RM, seguido por outro conjunto de três repetições a 70% do mesmo. Posteriormente, as cargas foram progressivamente incrementadas até que a carga máxima fosse encontrada. Intervalos de descanso de aproximadamente 4 a 5 minutos foram inseridos entre cada tentativa, de forma a assegurar a recuperação de fosfocreatina (Glaister 2005). O resultado foi considerado válido quando o levantamento foi realizado de forma adequada, controlada e sem assistência dos pesquisadores envolvidos na avaliação. O número de tentativas para se determinar tais valores não foi maior do que cinco e menor que três (Kraemer and Fry 1995). Após a realização do teste de 1RM, dois minutos de intervalo foi adotado antes do início dos protocolos investigados.

3.1.2 Eletromiografia de superfície (EMG)

Após a preparação da pele (retirada dos pelos com lâmina, lixa e limpeza com solução de etanol a 70%), eletrodos ativos bipolares foram posicionados sobre cada músculo através de fitas adesivas e como descrito pelas recomendações do SENIAM (Hermens, Freriks et al. 2000). A EMG foi adquirida do músculo vasto medial (VM) do membro direito por meio de um eletromiógrafo de oito canais (MyosystemBr1 - DataHominis Ltda, MG, Brasil). O eletrodo de referência (Bio-Logic Systems Corp®) foi posicionado na clavícula dos indivíduos e durante o experimento o mesmo investigador alocou os eletrodos na mesma posição relativa de todos os participantes (Hermens, Freriks et al. 2000).

Os sinais da EMG foram adquiridos a uma frequência de 1000Hz, pré-amplificados (20X) e sincronizados com o sinal de força, usando o mesmo conversor analógico para digital (MyosystemBr1 EMG system - DataHominis Ltda, MG, Brasil). Um potenciômetro com sensor magnético (MagnetoPot, Spectra Symbol, Salt Lake City, UT, EUA) integrante de um circuito elétrico que apresenta tensão proporcional ao deslocamento da massa de teste foi utilizado para o tratamento do sinal EMG. Seus dados foram coletados a partir do canal auxiliar do eletromiógrafo (maiores descrições no item específico) e sincronizados com os dados da EMG. A partir deles foi possível distinguir o sinal EMG de acordo com as ações musculares (excêntrica

e concêntrica) realizadas, possibilitando assim, o tratamento dos dados de forma precisa. Os dados do sinal EMG foram retificados e filtrados entre 20 e 500Hz por um filtro digital Butterworth de quarta ordem. A amplitude do sinal foi expressa pela da raiz quadrada da média dos quadrados (EMGRMS).

Após a análise, a EMG_{RMS} foi normalizada tendo como referência a fase concêntrica do teste de 1RM realizado antes do início da coleta. Todos os dados foram obtidos através de específicas rotinas criada no software MatLab 7 (The MathWorks Inc, Natick, Massachusetts, USA).

Para que se tenha uma padronização dos movimentos no exercício de cadeira extensora e ocorra a realização do ciclo alongamento encurtamento (CAE) em todas as repetições e, em todos os protocolos, a primeira e a última repetição não foram analisadas. A realização do ciclo alongamento encurtamento aumenta a eficiência neuromuscular, que pode ser compreendida como a redução na quantidade de energia gasta pelo músculo para realizar o mesmo trabalho mecânico (Minetti, Ardigo et al. 1994; Kyröläinen, Komi et al. 1995). Esse fenômeno é explicado pelo acúmulo de energia potencial elástica nas unidades músculo tendíneas - gerada pelo trabalho mecânico durante o alongamento muscular - e reutilizada durante a fase de encurtamento subsequente (Anderson and Pandy 1993).

Outra característica, que deve ser levada em consideração nesse processo de otimização de energia é a pré-ativação das unidades motoras (UM) que ocorre durante a ação excêntrica, contribuindo para um maior torque no início da ação concêntrica (Bobbert, Gerritsen et al. 1996; Bobbert and Casius 2005). Com isso, foi optado por não analisar a primeira e a última repetição em todos os protocolos.

3.1.3 Análise dos dados

Normalmente, durante práticas de aulas de graduação ou pós-graduação o número de voluntários é muito baixo para considerarmos a variabilidade e as diferenças estatisticamente significativas dos dados. Com isso, apenas as médias e desvio padrão foram utilizadas, pois, esta abordagem, juntamente com a

discussão de dados da literatura que corroboram os achados já são suficientes para discussão e compreensão dos fenômenos. A apresentação gráfica pode ser utilizada usando o Microsoft Excel®, ou outros softwares similares.

4. RESULTADOS

A Figura 5 abaixo ilustra a amplitude do sinal eletromiográfico do músculo vasto medial, adquirida nos protocolos com intensidades de 30%, 50% e 70% de 1RM.

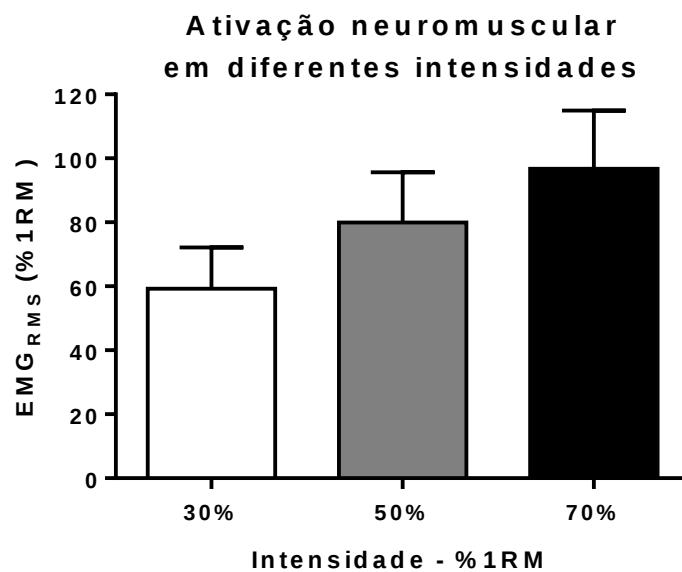


Figura 5: Amplitude média do sinal, adquiridos nos protocolos com intensidades de 30%, 50% e 70% de 1RM.

A Figura 6 ilustra o sinal eletromiográfico bruto do músculo vasto medial adquirido em quatro intensidades distintas no exercício de cadeira extensora (5 movimentos com 30%, 50% e 70% de 1RM e o teste de 1RM).

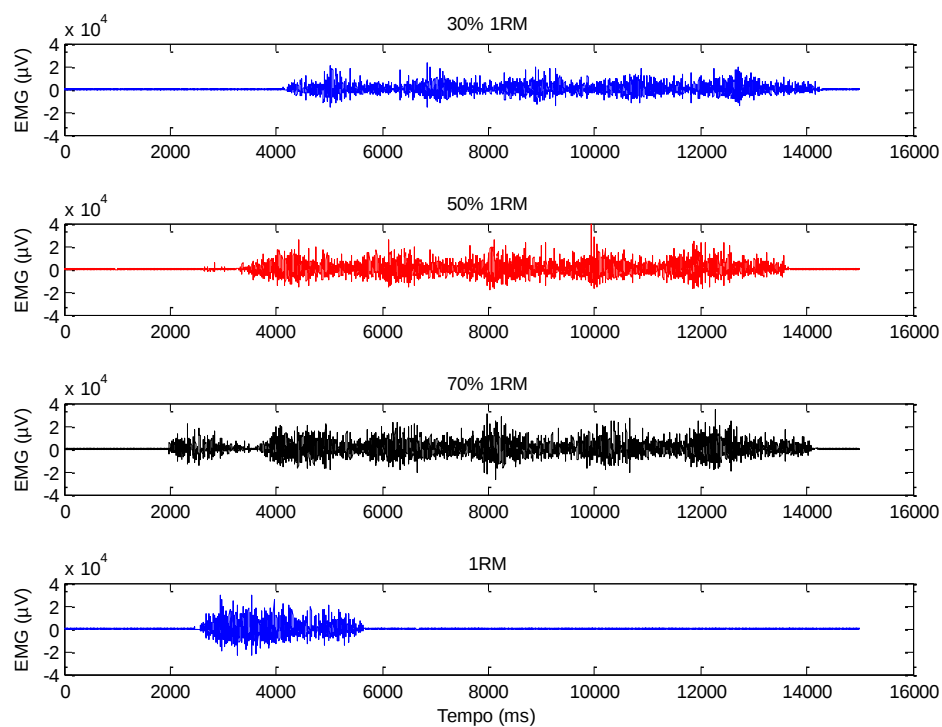


Figura 6 - Sinal eletromiográfico bruto do músculo vasto medial adquirido em 4 intensidades distintas no exercício de cadeira extensora (1RM, 30%, 50% e 70% de 1RM).

A Figura 7 ilustra o sinal eletromiográfico bruto do músculo vasto medial adquirido durante a execução de 20 movimentos com 50% de 1RM, no exercício de cadeira extensora.

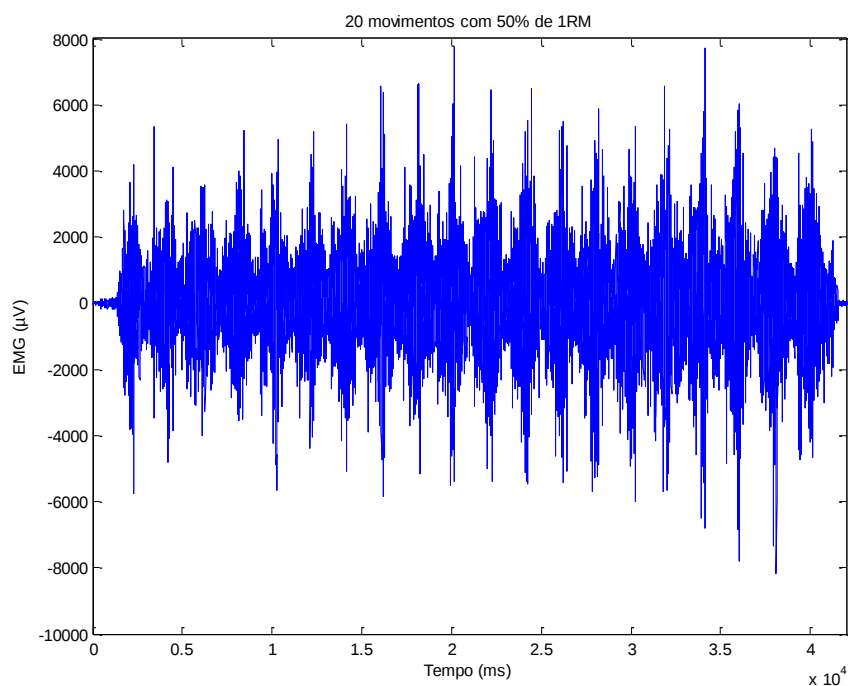


Figura 7: Sinal eletromiográfico bruto do músculo vasto medial, adquirido durante a execução de 20 movimentos com 50% de 1RM.

A Figura 8 ilustra a amplitude do sinal eletromiográfico do músculo vasto medial, adquirido durante a execução de 18 movimentos com 50% de 1RM no exercício de cadeira extensora.

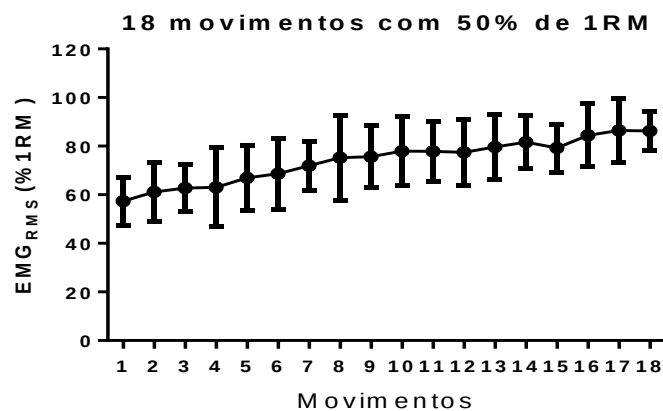


Figura 8: Amplitude do sinal eletromiográfico ao longo de 18 movimentos realizados com a intensidade de 50% de 1RM.

A Figura 9 ilustra amplitude média do sinal eletromiográfico do músculo vasto medial, adquirido em cinco condições distintas no exercício de cadeira extensora (1RM, 30% de 1RM, 50% de 1RM, 70% de 1RM e 18 movimentos com 50% de 1RM).

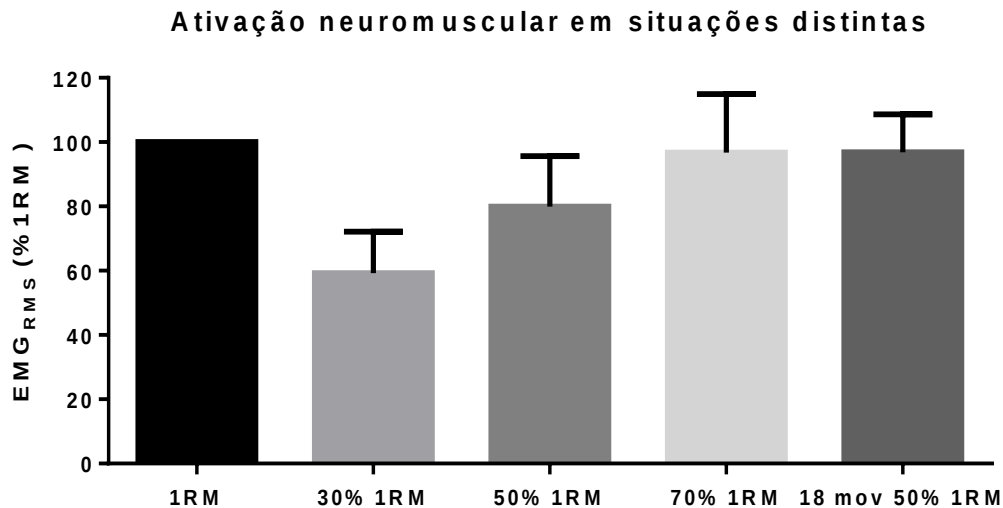


Figura 9: Amplitude média do sinal eletromiográfico adquirido em cinco condições distintas.

5. DISCUSSÃO

A prática apresentada em vídeo para todos os alunos, os resultados obtidos e as discussões em pequenos grupos em sala de aula possibilitaram a todos os alunos, não somente aqueles que participaram das atividades práticas o contato com diversas informações presentes na literatura sobre recrutamento de unidades motoras, conceitos essenciais para a atuação profissional. Os alunos puderam verificar como a intensidade e o volume dos esforços interferem no recrutamento das unidades motoras. Tanto os alunos que participarem da atividade prática quanto aqueles que somente assistiram ao vídeo, puderam vivenciar como são os procedimentos adotados para a captação do sinal elétrico pela EMG. Observaram quais são os parâmetros possíveis de ser extraídos do sinal eletromiográfico, bem

como seu significado. Também observaram o comportamento do recrutamento de UMs em diversas situações de movimento.

Como a UM inerva fibras com as mesmas características (I, IIA e IIX), a prática despertou diversos questionamentos por parte dos alunos sobre o tema. Isso possibilitou ao professor explicar que as UMs do tipo I possuem uma baixa capacidade de produção de força, uma velocidade de contração lenta e são resistentes à fadiga, já que são recrutadas desde o início de uma ação muscular. As UMs do tipo IIA possuem uma capacidade de produção de força moderada, uma velocidade de contração rápida e uma capacidade moderada de resistir à fadiga e, por último, as UMs do tipo IIX possuem uma alta capacidade de produção de força, uma rápida velocidade de contração e uma baixa capacidade de resistência à fadiga. Uma vez compreendida a prática os alunos puderam perceber que esses resultados são condizentes com dados presentes na literatura (Trappe, Williamson et al. 2000; Lieber 2002). A prática também permitiu esclarecer que os motoneurônios exercem um efeito estimulante sobre as fibras musculares que inervam, de forma a modular as propriedades das fibras e a resposta adaptativa aos estímulos (Gordon 1993; Gordon and Pattullo 1993).

As discussões durante a realização da prática e roteiro de estudos também permitiram a visualização da necessidade de que o estímulo (potencial de ação enviado pelo córtex motor) seja suficientemente vigoroso para desencadear um potencial de ação no motoneurônio α para ativar todas as fibras musculares que compõem a UM para se contraírem sincronicamente. Na gradação de produção de força (leve a máxima), três mecanismos desencadeadores foram discutidos: 1) aumento de número de unidades motoras recrutadas; 2) aumento da frequência de disparos de potencial de ação; 3) maior sincronização de UM (Moritani 1979).

A capacidade do sistema neuromuscular de produzir força e potência se deve ao aumento do recrutamento das UMs e, modificações na sua taxa de disparo, possibilitando uma diversidade de movimentos, que variam desde o toque delicado de um cirurgião, até o esforço máximo para o arremesso de peso no atletismo. Os

estímulos repetitivos que alcançam um músculo antes de relaxar-se podem desencadear uma contração vigorosa. Isso se torna possível, se ocorrer uma diminuição do tempo entre os potenciais de ação, os canais de Na^+ dependentes de ACh permanecerem ativos e, se o potencial de ação for mais forte do que o usualmente requisitado para se alcançar o limiar de excitabilidade (Leveritt, Ross et al. 2001).

A abordagem voltada para situações de atividade física fez com que os estudantes trouxessem discussões pertinentes da literatura. Em ações musculares que necessitam de pouca força, poucas UMs são recrutadas; à medida que a intensidade de esforço aumenta, mais unidades motoras são recrutadas. O recrutamento de UMs descreve o acréscimo de UMs para atender a necessidade de realização de uma ação muscular, como foi observado em todos os protocolos (Figura 9). À medida que há a necessidade de um aumento de produção de força, motoneurônios α com diâmetros de axônios maiores são recrutados para atender a determinado trabalho, comportamento que exemplifica o princípio do tamanho (Henneman, Somjen et al. 1965; Henneman, Somjen et al. 1965; Henneman, Clamann et al. 1974). Todavia, nem todas as UMs são recrutadas ao mesmo tempo. Caso isso ocorresse, seria praticamente impossível controlar a produção de força na contração muscular.

A variação de produção de força e velocidade é muito grande ao realizar o exercício de cadeira extensora por exemplo. Nesse contexto, grupos musculares específicos (quadríceps femoral) são recrutados para movimentar os membros inferiores com uma determinada velocidade, para um ritmo pré-estabelecido de desenvolvimento de força. Pode-se levantar um peso relativamente leve com velocidades variáveis. No entanto, à medida que o peso aumenta as opções em termos de velocidade diminuem proporcionalmente (Hill 1938). Do ponto de vista do controle neural, o recrutamento seletivo, a sincronização e a modulação da frequência de disparo das UMs de contração rápida e lenta proporcionam o

mecanismo que irá produzir a resposta coordenada desejada na execução do movimento.

De acordo com o princípio do tamanho (Henneman, Somjen et al. 1965; Henneman, Somjen et al. 1965; Henneman, Clamann et al. 1974), as UMs de contração lenta, com limiar de ativação mais baixo, são recrutadas seletivamente durante um esforço de leve a moderado. A ativação das unidades de contração lenta ocorre durante exercícios com intensidade de esforço baixa. Os movimentos com intensidade de esforço alto, ativam progressivamente as unidades de contração rápida resistentes à fadiga (IIA) até ser necessário recorrer às unidades fatigáveis de contração rápida (IIX) para produção de força máxima.

Já com o protocolo de 20 movimentos com 50% de 1RM, os alunos puderam observar a fadiga neuromuscular como um fator também interveniente no recrutamento de UM (Gandevia 2001; Adam and De Luca 2003; Allen, Lamb et al. 2008; Smilios, Häkkinen et al. 2010). Dessa forma, pode ser constatado que além da intensidade, o volume do exercício realizado também interfere no fenômeno.

O controle diferencial dos padrões de ativação das unidades motoras representa o principal fator que distingue os desempenhos assim como os grupos atléticos específicos (Edgerton, Roy et al. 1983). Em geral, atletas de levantamento de peso olímpico exibem um padrão sincrônico de recrutamento das UMs (muitas unidades motoras recrutadas no levantamento), enquanto que o padrão de atividade dos atletas de *endurance* é mais assíncrono (algumas unidades motoras são ativadas enquanto outras se recuperam). O acionamento sincrônico das UMs de contração rápida permite aos atletas de levantamento de peso gerar maior força em um menor intervalo de tempo, para uma melhor execução do levantamento desejado (Semmler 2002). Em contrapartida, para os atletas de *endurance* o acionamento assíncrono de unidades, predominantemente de fibras de contração lenta e resistentes à fadiga, funciona como um período intrínseco de recuperação, possibilitando uma queda mínima do desempenho.

Por fim, essa abordagem pedagógica tem possibilitado extrair conceitos em discussão na literatura, que provocam e incentivam os alunos a se apropriar dos conhecimentos bioquímicos e fisiológicos que já possuem para uma transposição para situações de treinamento físico.

6. CONCLUSÕES

Os resultados obtidos com a prática sobre o comportamento de unidades motoras em função do aumento na intensidade e volume de esforço físico possibilitou além de rever e discutir conhecimentos bioquímicos e fisiológicos adquiridos em sala de aula, a aplicação desses conteúdos no âmbito prático. Baseado no estudo clássico do princípio do tamanho realizado por Henneman e colaboradores no ano de 1965, o professor pode discutir diversas formas de treinos existentes. Também foi possível mostrar a construção do conhecimento por parte dos alunos, à medida que existiu uma orientação do professor com os processos metodológicos presentes na literatura, auxílio para coleta de dados, tabulação, apresentação gráfica e interpretação dos resultados.

7. REFERÊNCIAS

Aagaard, P., E. B. Simonsen, et al. (2002). "Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training." J Appl Physiol 93(4): 1318-1326.

Adam, A. and C. J. De Luca (2003). "Recruitment order of motor units in human vastus lateralis muscle is maintained during fatiguing contractions." Journal of Neurophysiology 90(5): 2919-2927.

Ahmad Nasrul, N. and M. Som (2009). "Surface Electromyography signal processing and application: a review."

Allen, D. G., G. D. Lamb, et al. (2008). "Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms." Physiol Rev 88(1): 287-332.

Allen, D. G., G. D. Lamb, et al. (2008). "Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms." Physiological reviews 88(1): 287-332.

Anderson, F. C. and M. G. Pandy (1993). "Storage and utilization of elastic strain energy during jumping." Journal of biomechanics 26(12): 1413-1427.

Basmajian, J. V. (1973). "Electromyographic analyses of basic movement patterns." Exerc Sport Sci Rev 1: 259-284.

Bobbert, M. F. and L. Casius (2005). "Is the effect of a countermovement on jump height due to active state development?" Medicine and science in sports and exercise 37(3): 440-446.

Bobbert, M. F., K. G. Gerritsen, et al. (1996). "Why is countermovement jump height greater than squat jump height?" Medicine and science in sports and exercise 28: 1402-1412.

Bottinelli, R. and C. Reggiani (2000). "Human skeletal muscle fibres: molecular and functional diversity." Prog Biophys Mol Biol 73(2-4): 195-262.

Brown, L. E. and J. P. Weir (2001). ASEP Procedures recommendation I: accurate assessment of muscular strength and power. 4: 1-21.

Burden, A. (2010). "How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research." J Electromyogr Kinesiol 20(6): 1023-1035.

Clancy, E. A. and N. Hogan (1994). "Single site electromyograph amplitude estimation." IEEE Trans Biomed Eng 41(2): 159-167.

Clarys, J. P. and J. Cabri (1993). "Electromyography and the study of sports movements: a review." J Sports Sci 11(5): 379-448.

Edgerton, V., R. Roy, et al. (1983). "The matching of neuronal and muscular physiology." Frontiers of Exercise Biology. Human Kinetics Publishers, Champaign, IL: 123-145.

Farina, D. (2004). The Extraction of Neural Strategies from the Surface EMG. R. Merletti and R. M. Enoka. J Appl Physiol. 96: 1486-1495.

Farina, D., R. Merletti, et al. (2004). "The extraction of neural strategies from the surface EMG." J Appl Physiol (1985) 96(4): 1486-1495.

Gandevia, S. (2001). "Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue." Physiological reviews 81(4): 1725-1789.

Glaister, M. (2005). "Multiple sprint work: physiological responses, mechanisms of fatigue and the influence of aerobic fitness." Sports Med 35(9): 757-777.

Gordon, T., Mary C (1993). "Plasticity of muscle fiber and motor unit types." Exercise and sport sciences reviews 21(1): 331-362.

Gordon, T. and M. C. Pattullo (1993). "Plasticity of muscle fiber and motor unit types." Exercise and sport sciences reviews 21(1): 331-362.

Henneman, E., H. P. Clamann, et al. (1974). "Rank order of motoneurons within a pool: law of combination." J Neurophysiol 37(6): 1338-1349.

Henneman, E., G. Somjen, et al. (1965). "Excitability and inhibitability of motoneurons of different sizes." J Neurophysiol 28(3): 599-620.

Henneman, E., G. Somjen, et al. (1965). "Functional Significance of Cell Size in Spinal Motoneurons." J Neurophysiol 28: 560-580.

Hermens, H. J., B. Freriks, et al. (2000). "Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures." J Electromyogr Kinesiol 10(5): 361-374.

Hill, A. (1938). "The heat of shortening and the dynamic constants of muscle." Proceedings of the Royal Society of London B: Biological Sciences 126(843): 136-195.

Kraemer, W. J. and A. C. Fry (1995). Strength testing: development and evaluation of methodology.

Kupa, E. J., S. H. Roy, et al. (1995). "Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity." J Appl Physiol (1985) 79(1): 23-32.

Kyröläinen, H., P. Komi, et al. (1995). "Mechanical efficiency in athletes during running." Scandinavian journal of medicine & science in sports 5(4): 200-208.

Lehman, G. J. and S. M. McGill (1999). "The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: a proof of principle." J Manipulative Physiol Ther 22(7): 444-446.

Leveritt, M., A. Ross, et al. (2001). "Neural influences on sprint running: training adaptations and acute responses."

Lieber, R. L. (2002). Skeletal muscle structure, function, and plasticity, Lippincott Williams & Wilkins.

Masuda, T., T. Kizuka, et al. (2001). "Influence of contraction force and speed on muscle fiber conduction velocity during dynamic voluntary exercise." J Electromyogr Kinesiol 11(2): 85-94.

Mense, S. and H. Meyer (1985). "Different types of slowly conducting afferent units in cat skeletal muscle and tendon." The Journal of Physiology 363: 403.

Merletti, R. and H. J. Hermens (2005). Detection and Conditioning of the Surface EMG Signal. Electromyography, John Wiley & Sons, Inc.: 107-131.

Minetti, A., L. Ardigo, et al. (1994). "Mechanical determinants of the minimum energy cost of gradient running in humans." The Journal of experimental biology 195(1): 211-225.

Moritani, T. (1979). "Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain." American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation 58(3): 115-130.

Moritani, T., D. Stegeman, et al. (2005). Basic Physiology and Biophysics of EMG Signal Generation. Electromyography, John Wiley & Sons, Inc.: 1-25.

Nicholson, W. R. (2000). "The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: a proof of principle." J Manipulative Physiol Ther 23(5): 369-370.

Ross, A., M. Leveritt, et al. (2001). "Neural influences on sprint running: training adaptations and acute responses." Sports Med 31(6): 409-425.

Ruff, R. L. and D. Whittlesey (1993). "Comparison of Na⁺ currents from type IIa and IIb human intercostal muscle fibers." Am J Physiol 265(1 Pt 1): C171-177.

Semmler, J. G. (2002). "Motor unit synchronization and neuromuscular performance." Exercise and sport sciences reviews 30(1): 8-14.

Smilios, I., K. Häkkinen, et al. (2010). "Power output and electromyographic activity during and after a moderate load muscular endurance session." The Journal of Strength & Conditioning Research 24(8): 2122-2131.

Spiering, B. A., W. J. Kraemer, et al. (2008). "Resistance exercise biology: manipulation of resistance exercise programme variables determines the responses of cellular and molecular signalling pathways." Sports Med 38(7): 527-540.

Trappe, S., D. Williamson, et al. (2000). "Effect of resistance training on single muscle fiber contractile function in older men." Journal of applied physiology 89(1): 143-152.

Walker, S., L. Davis, et al. (2012). "Neuromuscular fatigue during dynamic maximal strength and hypertrophic resistance loadings." J Electromyogr Kinesiol 22(3): 356-362.

