ARTIGO DE REVISÃO

ISSN: 2178-7514

Vol. 6 | Nº. 3 | Ano 2014

A ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE EM ESTUDOS RELATIVOS À PRODUÇÃO DE FORÇA

Surface electromyography in studies on the production of force

Dayna Karina Goberna Noda[1]; Paulo Henrique Marchetti[2,3]; Guanis de Barros Vilela Junior[1,3]

RESUMO

Objetivo: Apresentar os diferentes usos da técnica eletromiográfica (EMG) dentro da área das ciências do movimento humano. **Métodos:** Focado para o treinamento físico, trás consigo 105 artigos que compõem a base desta revisão e tiveram suas metodologias e resultados relatados em tabelas de acordo com as especificações dos estudos, fadiga muscular localizada em diversos músculos da musculatura esquelética e produção de força muscular. **Resultados:** 36 autores estudaram a fadiga muscular, dente estes, 11 a estudaram nos músculos da região abdominal, os autores que estudaram a produção de força muscular, tanto em protocolos isométricos como dinâmicos, foram 25 ao todo. **Conclusão:** Sendo uma das mais usadas técnicas para o estudo da atividade neuromuscular, talvez o seu maior problema ainda seja a falta de padronização dos protocolos e metodologias para melhor possibilidade de comparação dos resultados entre as pesquisas.

Palavras-chave: Eletromiografia, Fadiga Muscular, Músculos Abdominais, Força Muscular.

ABSTRACT

Objective: To present the different uses of the technique electromyographic (EMG) within the field of human movement sciences. **Methods:** Focused for physical training, I can back 105 articles that comprise the basis of this review and had their methodologies and results reported in tables according to the specifications of the studies, localized muscle fatigue in different muscles of the skeletal muscles and muscle force production. **Results:** 36 authors studied muscle fatigue, tooth these, 11 have studied the muscles of the abdominal region, the authors have studied the muscle force production in both isometric and dynamic protocols were 25 in all. **Conclusion:** Being one of the most used techniques for the study of neuromuscular activity, maybe your biggest problem still is the lack of standardization of protocols and methodologies for better comparability of results between surveys.

Keywords: Electromyography, Muscle Fatigue, Abdominal Muscles, Muscular Force.

Autor de correspondência

Dayna Karina Goberna Noda

Universidade Metodista de PiracicabaRodovia do Açúcar Km 156, Bloco 7, Sala 32, Taquaral 13400-911 - Piracicaba, SP – Brasil

E-mail: daynanoda@yahoo.com.br

[1]Núcleo de Pesquisas em Biomecânica Ocupacional e Qualidade de Vida, Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Ciências do Movimento Humano, Faculdade de Ciências da Saúde (FACIS), UNIMEP, Piracicaba, SP, Brasil.

[2]Grupo de Pesquisa em Performance Humana, Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Ciências do Movimento Humano, Faculdade de Ciências da Saúde (FACIS), UNIMEP, Piracicaba, SP, Brasil.

[3]Docente do Curso de Pós-Graduação Mestrado e Doutorado em Ciências do Movimento Humano na UNIMEP - Universidade Metodista de Piracicaba.

INTRODUÇÃO

A eletromiografia (EMG) é a técnica que estuda as funções musculares mediante a interpretação dos sinais elétricos emitidos pela musculatura esquelética[1]. Proporciona fácil acesso aos processos fisiológicos e neuromusculares que acontecem no músculo durante a produção de força. Fornece tanto a quantidade quanto a qualidade da ativação elétrica gerada pelo músculo.

A eletromiografia possibilita aplicações muito importantes e úteis, porém, tem suas limitações, que devem ser compreendidas e levadas em consideração durante o seu uso[2,3].

É amplamente utilizada em diversas áreas da saúde, encontra-se estudo na odontologia, medicina, fisioterapia, fonoaudiologia, educação física[4,5,6,7,8].

Nas investigações do padrão de contração muscular sobre efeitos de fadiga muscular localizada, a eletromiografia (EMG) tem sido a técnica diagnostica mais utilizada[9].

Também encontramos na literatura estudos que utilizam a técnica para avaliar a produção de força muscular de forma dinâmica e isométrica em diversos grupamentos musculares[10]. O que nos traz a problemática do presente estudo, os diferentes usos da eletromiografia na área de educação física em diferentes protocolos de treino.

Tendo em vista o amplo uso desta técnica e as contribuições que a mesma vem apresentando, objetivamos com o presente artigo fazer uma revisão dos trabalhos científicos da área das ciências do movimento humano que relacionam eletromiografia com o estudo de diferentes variáveis presentes no exercício físico, sendo as combinações; eletromiografia e fadiga muscular; eletromiografia, fadiga muscular e músculos abdominais e, eletromiografia e produção de força, referenciadas neste artigo.

MÉTODOS

Para elaborar o presente artigo de revisão foi acessada a fonte de dados Google Acadêmico, sem a preocupação com limite de datas. O motivo pelo qual optamos pelo Google Acadêmico como fonte de busca é o fato do mesmo ampliar suas fontes de dados e resultados para além de outras fontes de busca científica, este também gera variações dos termos pesquisados e em vários idiomas[11]. Os termos: eletromiografia, fadiga muscular localizada, músculos abdominais e produção de força muscular, bem como seus correspondentes em inglês, foram considerados para a busca. Quanto ao delineamento, foram selecionados apenas artigos que trabalhassem com protocolos que simulassem situações de treinamento físico e fizessem uso da eletromiografia (EMG) como instrumento principal de coleta de dados. Foram incluídos nesta revisão artigos que permitiram acesso livre e gratuito. Nos artigos

selecionados sobre produção de força muscular incluímos tanto protocolos de execução isométrica quanto dinâmica. Os artigos foram tabelados pela ordem da data de publicação, começando pelo mais antigo até o mais recente para cada temática específica. O organograma a seguir demostra como a busca foi realizada na base de dados.

Eletromiografia: 6.730 arts.
Electromyography: 232.000 arts.

Eletromiografia, Fadiga Muscular Localizada: 1.580 arts.
Electromyography, Muscle Fatigue Located: 29.200 arts.

Eletromiografia, Fadiga Muscular Localizada, Músculos Abdominais: 610 arts.
Electromyography, Muscle Fatigue Located, Abdominal Muscles: 19.200 arts.

Eletromiografia, Fadiga Muscular Localizada, Músculos Abdominais, Produção de Força Muscular: 408 arts.
Electromyography, Muscle Fatigue Located, Abdominal Muscles, Muscular Force Production: 13.400 arts.

Eletromiografia, Fadiga Muscular Localizada, Músculos Abdominais, Produção de Força Muscular, Isométrico: 198 arts.
Electromyography, Muscle Fatigue Located, Abdominal Muscles, Muscular Force Production, Isometric: 6.950 arts.

Eletromiografia, Fadiga Muscular Localizada, Músculos Abdominais, Produção de Força Muscular, Isométrico, Dinâmico: 152 arts.
Electromyography, Muscle Fatigue Located, Abdominal Muscles, Muscular Force Production, Isometric, Dynamic: 5.660 arts.

Após a realização da pesquisa descrita acima, como primeira análise, foram excluídos de entrarem nesta revisão aqueles resultados que correspondiam a trabalhos de conclusão de curso (TCC, Dissertações, Teses) citações e os que não permitiam acesso livre e gratuito, além daqueles que, numa segunda análise, tiveram seus resumos lidos e constatado não se encontrarem dentro da delimitação metodológica desta revisão. Deste modo selecionamos 105 artigos que foram lidos completamente, destes, 44 formam utilizados como suporte na nossa revisão de literatura e 61 tiveram suas metodologias e resultados relatados em tabelas de acordo com as especificações dos estudos (36 artigos que estudaram a fadiga muscular localizada em diversos músculos da musculatura esquelética e uma tabela exclusiva para os trabalhos que estudaram os músculos da região abdominal além de outros 25 artigos que estudaram a produção de força muscular tanto em protocolos isométricos quanto dinâmicos).

REVISÃO DE LITERATURA

Eletromiografia

A eletromiografia é a técnica que monitora a atividade elétrica das membranas excitáveis. O sinal eletromiográfico representa a medida dos potenciais de ação do sarcolema e mede a voltagem em função do tempo. O sinal EMG é a soma algébrica de todos os sinais

captados na área estudada, podendo ser afetado pelas propriedades anatômicas e fisiológicas da musculatura e também pela instrumentação utilizada e o modo como é usada[12].

Dentro da biomecânica, a EMG pode ser aplicada de três diferentes formas, para identificação do início da ativação muscular, para uma relação da produção de força no músculo e para identificar processos que ocorrem na musculatura em situação de fadiga muscular[2].

Com o uso da EMG é possível analisar um grupo muscular ou um determinado feixe muscular, captando de quais fibras musculares provem os sinais, assim como o tempo de duração e a intensidade[13,14].

Desta forma, a EMG proporciona também o estudo da velocidade de propagação dos potenciais de ação das unidades motoras (PAUMs), o que, no tecido humano, dependera do diâmetro das fibras musculares e da distância entre estas, ou seja, da disposição geométrica das fibras musculares em cada unidade motora (UM), para o sinal eletromiográfico, a amplitude do potencial de ação vai depender do local de captação do sinal e das propriedades de filtragem dos eletrodos utilizados[1].

O estudo dos grupos musculares ou determinados feixes musculares é feito mediante a colocação de eletrodos na região a ser estudada, estes podem ser eletrodos de superfície, método não invasivo, colados sobre a pele no ventre do musculo a ser estudado, sempre no sentido da fibra muscular, ou podem ser eletrodos do tipo agulha, que captam a atividade elétrica de um menor número de unidades motoras (UMs)[15], motivo pelo qual são considerados mais precisos, porém, estes tem um agravante, por ser um método invasivo, ou seja, perfura o sujeito, provoca desconforto durante a realização do procedimento e torna todo o trabalho mais complexo, além de ter um custo mais elevado.

Utiliza-se também um terceiro eletrodo, conhecido como eletrodo de referência, este é colocado sempre numa região sem sinais elétricos, ossos e tendões, os locais mais comuns de colocação deste eletrodo são o pulso, a tíbia e o osso externo[16].

Os eletrodos são os canais de entrada e saída de corrente de um sistema elétrico, na pesquisa eletromiográfica os eletrodos são o ponto de ligação entre o corpo humano e o sistema de aquisição e servem apenas como instrumento de captação do sinal que emana das fibras musculares, ou seja, apenas como porta de entrada, por tanto estes devem ser colocados o mais próximo possível das fibras musculares a serem estudadas[2,17].

Como o sinal EMG captado no corpo é um sinal continuo no tempo, ou seja, um sinal analógico, o mesmo deve sofrer uma conversão para o modo digital para que possamos defini-lo somente em determinados intervalos de tempo[17,18].

Porém, para a aquisição do sinal EMG e posterior análise, não se podem ignorar o ajuste de alguns parâmetros, como a frequência de amostragem, eletrodos, filtros, conversores analógico/digital e os computadores responsáveis pelo armazenamento dos dados, os que devem ser ajustados sempre dependendo do objetivo de cada estudo[17,18].

Durante o tratamento dos sinais adquiridos são utilizados diferentes tipos de filtros que auxiliam na diminuição dos ruídos oriundos de fatores anatômicos, como o crosstalk, captação de sinais advindos de musculaturas vizinhas, podendo alcançar entre 10% e 15% do conteúdo final total no sinal, ou possíveis ruídos de ambiente[19].

A quantificação do sinal eletromiográfico, uma vez obtido e tratado, costuma ser feito de duas formas, uma é a obtenção do valor da integral do sinal EMG (iEMG) e a outra é a root-mean square (RMS). Outro método muito utilizado e de grande precisão em análises que envolvem fadiga muscular é o algoritmo da transformada rápida de Fourier (FFT) que gera o valor da frequência média (FME) e frequência mediana (FMD) do espectro de frequência[20,21].

EMG e Fadiga Muscular Localizada.

Quando falamos em fadiga muscular, nos referimos a um déficit motor, uma diminuição na função mental, o que consequentemente descreve uma diminuição gradual da capacidade de gerar força no músculo, ou uma exaustão contrátil, isto com o uso da eletromiografia pode ser medido pelas mudanças na atividade eletromiográfica[22].

A EMG como instrumento de identificação e quantificação de fadiga muscular localizada é uma alternativa que permite estudar este fenômeno pelos diversos meios de processamento do sinal[23].

Segundo Vollestad (1997)[24] a eletromiografia de superfície pode ser utilizada para tal objetivo mediante análise da amplitude e do espectro de potência do sinal obtido nos músculos. Mesma conclusão obtida por Marchetti (2005)[25] quando observou em estudo que a análise espectral pode ser uma boa ferramenta para o estudo da fadiga muscular localizada, pois a mesma se mostra mais sensível ao comportamento das frequências do sinal EMG em condições de fadiga muscular e que, isto pode ser observado através do comportamento diferente das frequências medianas espectrais ao longo do tempo.

Estudando a fadiga muscular localizada com a utilização da técnica eletromiográfica, podemos observar que, quando a musculatura inicía seu trabalho, em contrações submáximas, aumenta o número de unidades motoras (UM) recrutadas como estratégia muscular de realizar e manter trabalho, fazendo aumentar o sinal EMG[26,27], já em contrações máximas, instaurando-se a fadiga na musculatura, observa-se uma diminuição nos valores da FMD, divido

à diminuição da velocidade de condução dos potenciais de ação na fibra muscular[1,28].

No que se refere à amplitude do sinal da RMS em contrações máximas, estudo têm relatado um aumento deste parâmetro em situação de fadiga muscular localizada[29,30,31].

Sabendo então que num determinado momento da tarefa prejudica-se a capacidade de gerar força na musculatura, temos então que a fadiga muscular acontece num ponto específico no tempo, neste momento existem processos fisiológicos e bioquímicos que dependem do tempo e alteram os mecanismos de produção de força, nestes processos estão envolvidos o recrutamento e desrecrutamento de UMs, a diminuição nas taxas de disparo da maioria das UMs e um aumento da amplitude da força de contração das UMs[2].

A abordagem do estudo da fadiga muscular localizada pela técnica EMG, mediante a monitorização e quantificação da alteração espectral do sinal EMG, permite observar a evolução no tempo dos processos bioquímicos e fisiológicos relacionados com a fadiga muscular[2].

As informações mais extraídas do sinal EMG para a realização de estudos que visam verificar estado de fadiga muscular localizada têm sido o comportamento temporal da amplitude através da RMS e a análise dos domínios de frequências pela FME e FMD, sendo esta última a mais utilizada pela maior sensibilidade à percepção da fadiga muscular e a suas características estatísticas[32].

Além destas variáveis, também encontramos na literatura trabalho que utilizou a eletromiografia para avaliar a velocidade de propagação dos potenciais de ação das fibras musculares (VCPAFM) como indicativo de fadiga localizada[9].

O domínio de frequência, que representa o conteúdo das frequências do sinal EMG, é um método que na grande maioria das vezes baseia-se na determinação do espectro de frequências através da transformada de Fourier[18].

A taxa de disparo das UMs, o tempo de duração dos potenciais de ação (PA) por diferentes UMs e a forma dos PA, são características que influenciam o conteúdo das frequências[12].

Em contrações extenuantes a FME e FMD informam a ocorrência de fadiga muscular localizada mediante o ajuste das variáveis espectrais em função do tempo, o sinal é normalizado na amplitude pelo valor inicial, para a quantificação do percentual ao longo da contração sustentada[33].

A fadiga muscular localizada tem mostrado ser um dos tópicos mais estudados nos trabalhos de fisiologia do exercício e da biomecânica do movimento, mais especificamente no que concerne ao seu conceito neuromecânico, ou seja, a incapacidade de produção e manutenção de um determinado nível de força ou potência muscular durante a realização de determinado exercício[34].

Quadro 1. Síntese dos artigos que relacionam: fadiga muscular localizada e eletromiografia (EMG). (gênero não relatado = gnr*)

Autor	Sujeitos	Objetivo e Métodos	Resultados e Conclusão
Komi e Tesch, 1979[35]	11 sujeitos, gênero masculino, dois grupos com idade média 27,8 ± 2,8 e 23,1 ± 1,1 anos.	Objetivou avaliar, por meio da EMG, como o tipo de fibras musculares pode influenciar a suscetibilidade à produção de fadiga. Realizado no músculo vasto lateral (VL).	Em condições de fadiga muscular, o torque teve diminuição maior para o grupo com predominância de fibras de contração rápida.
Roy *et al*., 1990[36]	23 sujeitos, gênero masculino, idade média 20,3 anos.	Objetivou determinar se a EMG de superfície conseguiria identificar corretamente os indivíduos com dor lombar entre atletas remadores de elite.	O sistema de análise EMG é eficiente para identificar características musculares associadas com a dor lombar na modalidade remo.
Gonçalves *et al*., 2002[37]	9 sujeitos, gênero feminino, idade média 20 ± 1 anos.	Objetivou verificar um protocolo biomecânico para a identificação de fadiga muscular no eretor da espinha e o efeito do uso do cinto pélvico sobre este processo.	O protocolo permitiu observar o processo de desenvolvimento de fadiga muscular e o sinto pélvico não foi eficaz na diminuição da fadiga muscular.
Silva e Gonçalves, 2003[a(38)]	9 sujeitos, gênero feminino, idade média 19,7 anos	Objetivou verificar a fadiga em condições isométricas na extensão de joelhos com 20%, 30%, 40% e 50% da carga máxima, no músculo VL.	Concluíram que, entre os dois protocolos testados, o de 1 minuto é útil desde que aplicado com cargas acima de 30% da carga máxima.
Silva e Gonçalves, 2003[b(39)]	9 voluntárias, gênero feminino, idade média 19,7 ± 1,3 anos.	Objetivou avaliar a fadiga pela amplitude do sinal eletromiográfico no exercício de extensão de joelhos, com 20%, 30%, 40% e 50% da carga máxima nos músculos VL e vasto medial (VM).	Concluiu-se que, de acordo com os resultados obtidos, no protocolo de exaustão os músculos analisados apresentaram boas evidências do processo de fadiga muscular.
Barbosa e Gonçalves, 2005[a(40)]	9 voluntários, gênero masculino, idade média 20,4±1,3 anos.	Objetivaram verificar a ocorrência e o comportamento da fadiga muscular nos músculos ileocostais e multifidos mediante a realização do teste de Sorensen (1984)	Ocorreu inicialmente um aumento da atividade eletromiográfica que decresceu no final da tarefa. Concluiu-se que o protocolo é confiável de aplicação.
Barbosa e Gonçalves, 2005[b(41)]	9 voluntários, gênero masculino, idade média 20,4±1,3 anos.	Objetivou verificar a eficácia de um protocolo de CVMI para identificar fadiga muscular nos músculos eretores da espinha mediante o declínio de força e a frequência mediana (FMD).	A CVMIf (final) diminuiu em relação à CVMIi (inicial) para todos os valores. Concluíram que o protocolo é eficiente para a identificação da fadiga muscular.

Corrêa *et al*., 2006[42]	10 sujeitos, 5 homens e 5 mulheres, idade entre 20 e 23 anos.	O estudo objetivou avaliar a reprodutibilidade das medições eletromiográficas em contrações isométricas fatigantes nos músculos, reto femoral (RF), VL e vasto medial (VM).	À medida que se desenvolveu o processo de fadiga ocorreu um declínio nos valores da FMD. O protocolo concluiu-se fidedigno e confiável.
Pereira e Gonçalves, 2007[43]	10 sujeitos, gênero feminino, idade média 22,22 ± 3,19 anos.	Objetivou avaliar a recuperação da RMS e da FMD dos músculos multifido e iliocostal lombar e avaliar o efeito da lateralidade nessas variáveis.	Encontraram que os parâmetros estudados se recuperam logo nos primeiros 30 segundos de realizada a extensão de tronco isométrica sustentada até a exaustão.
Santos *et al*., 2008[44]	24 sujeitos, gênero masculino, dois grupos, idade média 20 ±1,05 e 22 ± 2,17 anos.	Objetivou verificar a viabilidade do sinal EMG como parâmetro para determinação e diferenciação no comportamento da fadiga muscular localizada na musculatura tibial entre atletas e sedentários.	Verificou-se que em ambos os grupos a FMDf apresentou valor significativamente menos que a FMDi. O protocolo demonstrou ser viável para a diferenciação entre sujeitos.
Kawano *et al*., 2008[45]	20 sujeitos, gênero masculino, idade entre 20 e 45 anos.	Comparou-se a fadiga entre indivíduos com e sem dor lombar e feita uma correlação entre a fadiga e o ângulo de flexão anterior de tronco.	A FMD a 50% e 75% apresentou uma regressão linear, indicativo de fadiga muscular. Não foi possível definir fadiga dos paraespinhas pelo protocolo utilizado.
Candotti *et al*., 2008[4]	57 sujeitos, 29 gênero masculino e 28 gênero feminino, idade entre 23 e 30 anos.	Objetivou-se investigar se os índices de fadiga, observado mediante a EMG, é capaz de diagnosticar a dor em indivíduos com e sem dor no trapézio superior e nos músculos lombares.	O comportamento dos músculos foi semelhante quando a avaliação foi baseada na FMD e foram então divergentes quando a avaliação foi feita mediante RMS.
Bassani *et al*., 2008[46]	20 sujeitos, divididos em 2 grupos, gnr*, idade média 35 ± 13 e 25 ± 7 anos.	Objetivou avaliar a fadiga muscular e a eficiência neuromuscular dos extensores lombares em indivíduos com escoliose mediante a EMG de superfície.	O estudo mostrou que indivíduos com escoliose apresentam valores de força 42,6% menores que indivíduos sem escoliose.
Kawano *et al*., 2009[47]	11 sujeitos, gênero masculino, idade entre 20 e 40 anos.	O estudo objetivou avaliar os parâmetros de frequência e amplitude de sinal	Na RMS foram encontroados valores positivos, indicando um aumento do recrutamento das unidades motoras para manter a tarefa.

Barbosa, Almeida e Gonçalves, 2010[48]	9 sujeitos, gênero masculino, idade média 20,4 ± 1,3 anos.	O objetivo do estudo foi identificar e avaliar a fadiga muscular do músculo eretor da espinha em um teste de CVMI até a exaustão.	O protocolo mostrou-se eficiente para a identificação efetiva da fadiga muscular no músculo estudado.
Kronbauer, Castro e Ohlweiler, 2010[49]	31 sujeitos, 16 adultos jovens e 15 idosos, gnr*, idade entre 19 e 75 anos.	Objetivou verificar o efeito do envelhecimento na fadiga muscular do músculo bíceps braquial comparando o sinal EMG entre adultos jovens e idosos.	Mediante o domínio de frequência, não encontraram valores significativos de diferenças entre jovens e idosos em condições de fadiga.
Turpin *et al*., 2011[50]	9 sujeitos, gênero masculino, idade média 24,2 ± 6,3 anos, sedentários.	Objetivando quantificar o efeito da fadiga na coordenação muscular, a 60%, 90% e 120% da potência máxima até a exaustão.	Os perfis EMG apresentaram valores significativamente diferentes entre o início e o fim na exaustão da tarefa. As sinergias musculares são muito estáveis.
Joshi *et al*., 2011[51]	25 sujeitos, 15 gênero masculino e 10 gênero feminino, idade média 20 ± 2 anos.	Objetivou analisar os efeitos da fadiga muscular glenohumeral no trapézio superior, trapézio inferior, serrátil anterior, e infra-ativação muscular e examinar a cinemática escapular.	Os resultados mostraram ativação do trapézio na atividade infra, e durante a rotação para cima da escapula entre o antes e pós-fadiga.
McMullen *et al*., 2011[52]	36 sujeitos, gênero misto, idade média 22 ± 3,64 e 22 ± 3,14 anos.	Objetivou comparar o controle postural e a qualidade de movimento entre homens e mulheres, num exercício de abdução de quadril.	Ambos os gêneros demonstraram diminuição no controle postural após o teste de fadiga. O controle postural foi afetado negativamente após o exercício fatigante.
Callegari *et al*., 2012[31]	19 sujeitos, gênero misto, idade média entre 18 e 30 anos.	Objetivou comparar os valores de FMD e RMS como parâmetros de instauração de fadiga muscular nos músculos bíceps braquial e extensor dos dedos.	Comparando os valores de FMD e RMS foi possível quantificar o grau de fadiga muscular instalado, que foi proporcional à carga e tempo de exercício.
Silva *et al*., 2012[53]	15 sujeitos, gênero masculino, idade média 21,93 ± 2,40 anos.	Objetivou avaliar a reprodutibilidade do domínio de frequência do sinal EMG na caracterização da fadiga muscular localizada.	Encontraram boa reprodutibilidade das FMD do tempo de exercício e das calculadas a cada 10% do tempo na caracterização da fadiga muscular.

Khan *et al*, 2012[54]	8 sujeitos, gênero misto, idade média 31 ± 7 e 34 ± 6 anos.	Objetivou avaliar as mudanças intrínsecas no comportamento dos motoneurônios pela sua atividade repetitiva durante as CVMI em situação de fadiga.	O estudo forneceu evidências de que a atividade gradual da CMVI produz uma redução na ação dos motoneurônios humanos.
Panissa *et al*., 2013[55]	26 sujeitos, gênero masculino, três grupos, idade média 29 ± 6; 28 ± 5 e 28 ± 6 anos.	Objetivou avaliar o desempenho e a atividade neuromuscular em uma tarefa de força com indivíduos de categorias de treinamento diferentes (aeróbica, resistência e mista).	Encontrou-se diferença significativa entre os grupos de resistência e o misto. Concluiu-se que o grupo aeróbico realiza maior número de repetições que o grupo de resistência.
Boyas *et al*., 2013[56]	18 sujeitos, gênero misto, idade média 20,9 ± 3,2 anos.	Objetivou observar a influência do exercício fatigante na função neuromuscular e no controle postural.	A intensidade do exercício não influencia no grau de comprometimento da estabilidade postural, mas sim em alterações neuromusculares.
Gosselin e Fagan, 2014[57]	44 sujeitos, gênero masculino, idade média 24 ± 2 anos.	Objetivou quantificar os efeitos da fadiga no pescoço pela EMG, foram analisados a fadiga percebida, o equilíbrio e a estabilidade percebida.	A 15 minutos de CVMI com 35% da carga máxima produziram mudanças significativas na FMD. O protocolo produz significativas alterações no equilíbrio percebido.

Quadro 2. Síntese dos artigos que relacionam: eletromiografia (EMG) nos músculos abdominais.

Autor	Sujeitos	Objetivo e Métodos	Resultados e Conclusão
Guimarães e Crescente, 1984[58]	5 sujeitos, gênero masculino, idade média não relatada.	Foram estudadas a atividade EMG dos músculo RF e reto abdominal (RA) em 11 exercícios de abdominais em diferentes graus de complexidade.	Os resultados EMG evidenciaram menor atividade do RF nos exercícios de flexão gradativa de tronco. Consideraram os resultados insatisfatórios.
Sarti *et al*., 1996[59]	33 sujeitos, gênero misto, idade média 21,4 e 22,5 anos.	Objetivou avaliar a intensidade de contração e o nível de ativação muscular entre a porção superior e inferior do RA.	Encontrou-se que durante o exercício curl-up a porção superior do RA teve maior ativação que a porção inferior.
Beim *et al*., 1997[60]	20 sujeitos, gênero masculino, idade média 21 anos.	Objetivou comparar a ativação EMG dos músculos abdominais comparando o curl-up com outros cinco exercícios abdominais.	O principal achado do estudo foi que o exercício de curl-up proporcionou significativamente maior ativação da musculatura do abdome que os outros exercícios avaliados.

Ribeiro, Fernandes Filho e Novaes, 2002[61]	14 sujeitos, gênero masculino, idade média 19 ± 1,14 anos.	Objetivou avaliar a eficácia de três tipos de abdominais (flexão parcial, inversa e completa de tronco) para teste de resistência muscular localizada.	Concluíram que ainda é problemático desenvolver um teste adequado para aptidão física na região abdominal. Ressaltaram a importância de observar a relação do sinal EMG com a amplitude do movimento.
Taylor *et al*., 2006[62]	11 sujeitos, gênero masculino, idade média 28 ± 2 anos.	Objetivou investigar se uma dinâmica de exercícios nos membros inferiores poderia provocar o desenvolvimento de fadiga na musculatura do RA e do oblíquo externo (OE).	O estudo provou a hipótese, a dinâmica de exercícios nos membros inferiores provoca fadiga na musculatura do abdome em indivíduos saudáveis com alto nível de aptidão física.
Moraes *et al*., 2009[63]	13 sujeitos, 8 gênero masculino e 5 gênero feminino, idade média 19,76 ± 1,53 anos.	Objetivou descrever, por meio da EMG a ativação do músculo RA, OE e RF durante exercícios extenuantes de abdominais realizados com carga até a fadiga.	O estudo mostrou que a intensidade média de ativação dos músculos estudados apresentaram diferenças estatísticas significativas entre a carga máxima de 100% e as outras cargas.
Marchetti, Kohn e Duarte, 2011[64]	11 sujeitos, gênero masculino, idade média 24 ± 3 anos.	Objetivou investigar o nível de ativação elétrica do músculo RA na porção superior e inferior, durante um protocolo de dois exercícios diferentes.	O cálculo dos valores de RMS para as porções superior e inferior do RA mostraram ser significativamente maior para o exercício de curl-up que para o de elevação de pernas.
Moura, Tessutti e Moraes, 2011[65]	13 sujeitos, gênero misto, idade média 19,76 ± 1,53 anos.	Objetivou verificar a resposta eletromiográfica dos músculos RA e OE durante a realização do exercício de abdominal “crunch”.	Em todos os valores de cargas ocorrem um aumento da RMS, de acordo com o aumento da carga.
Souza *et al*., 2012[66]	11 sujeitos, gênero feminino, idade média 29,6 ± 7,97 anos	Objetivou avaliar a ativação elétrica dos músculos RA e RF durante a execução de dois exercícios de pilates, o *hundred* e o teaser nos aparelhos *Reformere e Cadillac*, respectivamente.	O exercício *hundred* no solo ou no aparelho mostrou maior ativação do RF em relação ao RA. Em quaisquer dos exercícios os níveis de ativação são suficientes para o condicionamento físico.
Whittaker *et al*., 2013[67]	14 sujeitos, gênero masculino, dois grupos, idade média 32,0 ± 10,6 e 29,7 ± 12,0 anos.	Objetivou investigar a associação entre as alterações na EMG mediante a amplitude do sinal e a espessura muscular através da ultrassonografia (USI) em 4 músculos da região abdominal.	Demonstram que há uma grande variação na relação entre as alterações na amplitude do sinal EMG e as mudanças na espessura observada pela USI.

Maeo *et al.*, 2013[68]	10 sujeitos, gênero masculino, idade média 21,2 ± 1,5 anos.	O estudo teve como objetivo avaliar a ativação muscular do abdome durante diferentes exercícios de abdominal.	A principal conclusão do estudo foi que a órtese abdominal foi significativamente maior no OI (obliquo interno) que nos outros músculos.

EMG e Produção de Força

A força tem uma grande influência no desempenho esportivo em qualquer modalidade, para se obter sucesso em cada uma delas depende da quantidade e velocidade com que o atleta consegue produzir e transferir a força para o movimento[69].

A relação entre a amplitude do sinal eletromiográfico e a produção de força muscular (EMG-força) tem sido objeto de estudo de pesquisas que utilizam a ferramenta como forma de obter medidas indiretas de produção de força na musculatura esquelética[70].

Estudando-se a força com o instrumento EMG vemos que não existe um modelo fisiológico que descreva com precisão uma relação entre a amplitude do sinal EMG e a produção de força em diferentes músculos e diferentes tipos de contração[71], entretanto a relação força/EMG gerou uma parceria intrínseca entre as disciplinas de eletromiografia e biomecânica, desde que começou a sua evolução em direção ao estudo da quantificação entre estes.

Porém, esta relação não é tão simples quanto parece, dizer que, a relação sinal EMG/ Força constata um aumento da amplitude do sinal EMG na medida em que a força e/ou velocidade de contração muscular aumenta, fornece apenas uma indicação qualitativa entre as variáveis[2].

Quando se precisa obter uma relação quantitativa, diversos problemas impossibilitam resultados precisos, pois o sinal EMG é resultado de fatores fisiológicos, anatômicos e técnicos, que, de indivíduo para indivíduo tem respostas diferentes, sendo difícil uma comparação quantitativa entre estes e entre musculaturas diferentes[2].

Tendenciosamente acredita-se numa linearidade na produção de força e o sinal EMG[72], porém, Lawrence *et al.*, (1983)[71] propõem que esta relação é altamente dependente do músculo que é estudado, a não linearidade entre força e sinal EMG segundo Guimarães *et al.*, (1995)[73] é encontrada em condições de contração dinâmica do músculo.

Enquanto alguns estudos já relataram a linearidade do sinal EMG em relação à força em músculos pequenos, outro já encontraram, estudando músculos maiores, uma relação não linear[74,75].

A diferença entre estes resultados pode estar relacionada com a variação de recrutamento das UMs em diferentes níveis de força, a

velocidade de contração, do comprimento muscular e da máxima ativação muscular voluntaria necessária para que se consiga uma frequência de disparos considerada ideal[76,77].

A força muscular mensurada é o resultado da ativação de várias fibras musculares em sinergia, o que é responsável tanto pelo desempenho adequado na realização de uma tarefa quanto pela distribuição da carga entre a musculatura[78], o sinal EMG de uma eletromiografia de superfície consegue prover uma ativação elétrica local, pois o eletrodo de superfície não consegue captar todo o sinal gerado no volume muscular. Sendo assim o número de PAUMs captados será sempre menor que o número de PAUMs ativos na tarefa[2,79].

De grande importância para o estudo da amplitude do sinal EMG na produção de força também, é considerar sempre o grau de ação sinérgica de outros grupos musculares, e as diferentes quantidades de co-contração de músculos antagonistas ao movimento em questão, que podem alterar a contribuição de força para o músculo sob investigação em decorrência da distribuição da mesma[71,80].

Além destes fatores a variabilidade de técnicas e instrumentação utilizada nos diversos estudos dificulta a relação precisa entre produção de força e sinal EMG mesmo que tenham sido realizados no mesmo músculo[71].

No que se refere ao uso da eletromiográfica para o estudo da produção de força De Luca (1997)[2] ainda afirma que, esta é mais recomendada e de maior fidedignidade quando o protocolo do estudo é em condições isométricas, pois, para situações dinâmicas, a técnica não tem boa reprodutibilidade devido ao deslizamento das fibras sob o posicionamento dos eletrodos, o que pode ocasionar o registro de atividade elétrica de novas UMs próximas à amplitude do movimento.

Mudanças na força muscular, no comprimento do músculo, e no local do eletrodo em relação às fibras musculares ativas durante as contrações dinâmicas resultam em sinais não estacionários que surgem como variações no conteúdo de frequência do sinal EMG. Razão pela qual as técnicas EMG espectrais têm sido tradicionalmente limitadas a protocolos isométricos, a contrações de força constante[81].

Quadro 3. Síntese dos artigos que relacionam: produção de força com eletromiografia (EMG) em protocolos isométricos. (gênero não relatado = gnr*)

Autor	Sujeitos	Objetivo e Métodos	Resultados e Conclusão
Bigland-Ritchie, *et al.*, 1983[82]	8 sujeitos, gênero misto, idade média entre 25 e 55 anos.	Objetivou avaliar a velocidade de contração e as mudanças EMG durante CVMI no adutor do polegar.	A diminuição da força aconteceu de forma linear ao aumento do tempo. A força desenvolvida durante o declínio muscular foi cerca de 1/3 da inicial.

Aagaard *et al*., 2002[83]	15 sujeitos, gênero masculino, idade média 3,7 anos.	Objetivou avaliar os efeitos do treinamento resistido sobre os neurônios e unidades motoras nos músculos VL, VM e RF.	Encontrou aumento na taxa de desenvolvimento de força contrátil. Concluiu-se que ocorre um aumento simultâneo entre a taxa de desenvolvimento de força contrátil e a unidade neuromuscular eferente.
McBride, Cormie e Deane, 2006[84]	9 sujeitos, gênero masculino, idade média 22,4 ± 2,7 anos.	Objetivou avaliar os efeitos do solo estável em comparação com o solo instável na produção de força e resposta muscular num agachamento.	A força máxima e a taxa de desenvolvimento de força foram significativamente maiores no teste de solo estável em comparação com o teste de solo instável.
Oliveira e Gonçalves, 2007[85]	20 sujeitos, gênero masculino, idade média 21,5±2,46 anos.	Objetivou-se verificar a produção de força em 3 músculos dos membros superiores e 1 das costas, em três exercícios de flexão de cotovelo.	Não encontraram alterações EMG significativas para os músculos motores principais. Verificou-se queda na produção de força mediante aparecimento de fadiga muscular.
Rossi *et al*., 2007[86]	30 sujeitos, gênero misto, idade entre 18 e 30 anos.	Objetivou avaliar a influência do alongamento estático agudo sobre a atividade EMG do músculo RF.	O protocolo de alongamento proposto reduziu drasticamente a atividade EMG no músculo RF, o que consequentemente diminui a capacidade de produção de força e o torque no exercício.
Sousa *et al*., 2007[87]	12 sujeitos, gênero misto, idade média 21,1 ± 2,5 anos	Objetivou comparar a atividade EMG dos músculos RF, BF, TA e SL em três angulações de flexão de joelho no agachamento.	Ocorreu co-ativação muscular significativa nos músculos FR e BF. O aumento da profundidade do agachamento acentuou a ativação do RF em relação ao BF.
Oliveira *et al*., 2008[88]	18 sujeitos, gênero feminino, idade média 23,0 ± 2 anos.	Visou avaliar a influência da posição do braço na relação EMG-força para três tarefas em três músculos do braço.	As tarefas não mostraram uma linearidade na relação EMG-força. Não encontraram diferença significativa entre a atividade EMG e a porcentagem de força das musculaturas nas tarefas realizadas.
Kossel *et al*., 2009[89]	9 sujeitos, gênero masculino, idade média 22,5 ± 2,5 anos.	Objetivou verificar em qual posição do ombro a porção longa do bíceps braquial (PLBB) é mais ativa.	Verificaram que as posições, flexão e abdução do ombro proporcionam maior ativação muscular para a PLBB que as posições neutras do ombro.

Brookham, McLean e Dickerson, 2010[90]	12 sujeitos, gênero masculino, idade média 20,7 anos.	Objetivou examinar o isolamento do manguito rotador durante testes de força. Foram estudados 4 músculos do manguito rotador.	O estudo encontrou diferenças significativas na proporção de isolamento do manguito rotador. Concluiu que seria complicado tentar isolar completamente o manguito rotador para inúmeros movimentos.
Correa *et al*., 2011[91]	10 sujeitos, gênero masculino, idade entre 20 e 30 anos.	Objetivou avaliar a força isométrica máxima (FIM) e ativação elétrica de 4 músculos dos membros inferiores.	Concluir que o ângulo de 60º tanto de extensão quanto de flexão de joelhos apresenta a maior vantagem mecânica muscular em relação à FIM e ao sinal de EMG dos músculos.
Zarrouk *et al*., 2011[92]	8 sujeitos, gênero masculino, idade média 18,4 ± 1,4 anos.	Objetivou comparar os efeitos de 3 tipos de recuperação no pico te torque (PT) e na EMG dos músculos extensores do joelho.	A recuperação mais eficaz é a eletromiosimulação (EMS), pois segundo os resultados, após exercícios fatigantes isocinéticos intermitentes, este tipo de recuperação conseguiu diminuir mais a fadiga muscular.
Bley, Nardi e Marchetti, 2012[93]	14 sujeitos, gnr*, idade média 25 ± 3 anos.	Objetivou avaliar a influência do alongamento passivo agudo na atividade elétrica do bíceps femoral e na força dos isquiotibiais.	O estudo não encontrou diferenças significativas na produção de força máxima para as condições de pré e pós-alongamento. O alongamento parece não ter tido efeito na inibição da ativação muscular.
Paz *et al*., 2012[94]	10 sujeitos, gênero masculino, idade média 23,1 ± 3 anos.	Objetivou verificar o efeito agudo da pré-atividade dos antagonistas na tensão isométrica máxima na remada sentado aberta com pegada pronada.	Encontraram que a pré-atividade máxima dos antagonistas promoveram efeitos deletérios na tensão máxima dos antagonistas.
Paz *et al*., 2013[95]	10 sujeitos, gênero masculino, idade média 23,1 ± 3 anos.	Verificar a resposta EMG na remada sentado aberta e a força máxima na pré-ativação dos antagonistas com facilitação neuromuscular proprioceptiva (FNP)	Parece não haver benefícios na amplitude do sinal EMG dos músculos agonistas e antagonistas do exercício proposto e nem na força máxima após a FNP.
Baptista *et al*., 2013[96]	12 sujeitos, gnr*, idade média 21,53 ± 1,26 anos.	O objetivo do estudo foi avaliar como a instauração da fadiga muscular interferia na produção de força de dois músculos da mão, mediante um teste de preensão manual.	O teste proposto não gerou queda no rendimento de produção de força para os níveis estudados. Com base na ativação muscular, a 60% da CVMI começa a se desencadear de forma mais intensa a fadiga muscular para ambos os músculos estudados.

Miura e Sakuraba, 2014[97]	14 sujeitos, gênero masculino, dois grupos, idade média 21,1 ± 1,1 e 21,6 ± 2,3 anos.	Objetivou investigar a influência da DLNE (dor lombar não específica) na produção de força nos músculos das costas na extensão de tronco.	Os resultados encontraram diferenças significativas entre o grupo de DLNE e o grupo saudável no momento de produção de força para o nível da força alvo.

Quadro 4. Síntese dos artigos que relacionam: produção de força com eletromiografia (EMG) em protocolos dinâmicos.

Autor	Sujeitos	Objetivo e Métodos	Resultados e Conclusão
Potvin, 1997[26]	15 sujeitos, gênero masculino, idade média 24,0 ± 3,0 anos.	Objetivou medir o ângulo articular e a velocidade angular por meio da EMG de superfície no bíceps braquial do braço direito.	O principal achado do estudo foi que o comprimento do músculo e a velocidade de contração interagem nas mudanças relacionadas à fadiga.
Moraes *et al*., 2003[98]	10 sujeitos, gênero feminino, idade média ente 19 e 22 anos.	Verificou-se a chegada de potenciais de ação (PA) no reto femoral na flexão e extensão de joelho com e sem carga.	Os menores PA ocorreram no movimento sem carga, na medida que aumentou a carga, aumentou a RMS.
Silva *et al*., 2009[99]	12 sujeitos, gênero misto, idade média 34,25 ± 11,48 anos.	Comparar a ativação EMG do RF, bíceps femoral (BF) e semitendíneo (ST) e o torque (T) na extensão de quadril no pilates.	A análise EMG acompanhou o T com valores maiores para o RF na posição baixa e valores maiores para o BF e ST na posição alta.
Júnior *et al*., 2010[100]	9 sujeitos, gênero masculino, idade média 23,33 ± 3,46 anos.	Objetivou verificar se a execução monoarticular de baixa intensidade é eficaz para aumentar o número de unidades motoras recrutadas no VL.	O protocolo demonstrou uma pré-ativação de intensidade leve a moderada para o aumento das unidades motoras recrutadas no exercício monoarticular.
Detanico *et al*., 2012[101]	10 sujeitos, gênero masculino, idade média 24,83 ± 2,32 anos.	Objetivou comparar a carga máxima de 1 RM dos músculos bíceps braquial e latíssimo do dorso na puxada alta com empunhaduras pronada e supinada.	Concluíram que a produção de força é maior na puxada alta com empunhadura supinada fechada. A EMG foi maior na empunhadura pronada aberta para o latíssimo do dorso.

Arnold *et al*., 2013[102]	5 sujeitos, gnr*, idade média 29,2 ± 6,3 anos.	Objetivou observar como o comprimento das fibras musculares e a velocidade de contração interfere na geração de força. Em 11 músculos dos membros inferiores.	Encontraram-se alterações na capacidade de geração de força com a velocidade da marcha em vários músculos.
Chen *et al*., 2013[103]	22 sujeitos, gênero masculino, idade média 21,6 ± 1,2 anos.	Objetivou avaliar como acontece o aperfeiçoamento da força dinâmica e estática para uma carga equivalente, avaliaram os flexores dos dedos da mão esquerda.	O estudo mostrou que o tamanho, a complexidade da força e a oscilação muscular, foram organizados de acordo com o objetivo da tarefa.
Fernandez-Del-Olmo *et al*., 2014[104]	13 sujeitos, gênero masculino, idade média 25 ± 3 anos.	O objetivo do estudo foi investigar o efeito de estímulos auditivos de diferentes intensidades no desempenho durante a fase concêntrica no supino.	O estudo encontrou um aumento na taxa de desenvolvimento de força e uma diminuição no tempo de reação quando foi administrado um estimulo auditivo.

Quadro 5. Síntese dos artigos que relacionam: produção de força com eletromiografia (EMG) comparando protocolos isométricos e dinâmicos.

Autor	Sujeitos	Objetivo e Métodos	Resultados e Conclusão
Alberton *et al*., 2007[105]	6 sujeitos, gênero feminino, idade média 22,43 ± 1,62 anos.	Objetivou analisar a reprodutibilidade do sinal EMG dos músculos VL e BF durante ações dinâmicas e isométricas realizadas no meio aquático e terrestre.	Obteve-se reprodutibilidade do sinal em condições isométricas, em condições dinâmicas a reprodutibilidade do sinal foi melhor em meio aquático.

RESULTADOS

Entre os 61 artigos tabelados, 36 estudaram a fadiga muscular, sendo que 11 destes o fizeram na região abdominal. Os trabalhos que estudaram a produção de força foram 25, dentre os quais, 16 utilizaram protocolos isométricos e 8 fizeram uso de experimentos dinâmicos. Um autor realizou um estudo de produção de força comparando um protocolo dinâmico com um isométrico. Do total de estudos voltados para a fadiga muscular, 33 obtiveram os resultados esperados e 3 autores encontraram resultados insatisfatórios[58,61] e protocolo não fidedigno para o que pretendia avaliar[45]. Dos 25 artigos que estudaram a produção de força 2 não obtiveram resultados significantes entre a produção de força e o sinal eletromiográfico[88,93].

CONCLUSÃO

Percebeu-se com o presente artigo de revisão que as aplicações da EMG na área das ciências do movimento humano são amplas, a maioria das publicações concentra o destino da técnica para o estudo da fadiga muscular localizada, o segundo maior campo de utilização da técnica é o estudo da produção de força muscular. Poucos autores têm estudado a função muscular mediante a EMG em situações dinâmicas, o que talvez se deva à maior dificuldade de controle e fidedignidade dos dados devido ao deslizamento da fibra em relação aos eletrodos durante o movimento[2]. Os diferentes protocolos e metodologias no uso da técnica talvez seja uma das maiores dificuldades para a área quanto à comparação de resultados. Ainda assim, quando se pretende investigar a respeito das funções biomecânicas e dos processos fisiológicos que ocorrem nos músculos tanto durante os exercícios físicos como nas atividades cotidianas do dia a dia, a EMG ainda é a melhor e mais usada técnica disponível.

COLABORAÇÕES

DKGN, PHM e GBVJ declaram que contribuíram com a concepção e projeto, análise e interpretação dos dados; redação do artigo, revisão crítica relevante do conteúdo intelectual e aprovação final da versão a ser publicada.

REFERÊNCIAS

1. Basmajian JV, DeLuca CJ. Muscles Alive. 5ª ed. Baltimore – MD: Williams and Wilkins. 1985. cap. 1, 2, 3 e 8.

2. DeLuca CJ. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. Jour of App Biomech, 1997; 13:135-163.

3. McArdle WD, Katch FI, Katch VL. Fisiologia do Exercício: Energia Nutrição e Desempenho Humano. 5ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 2003, p. 405-418 e 513-557.

4. Candotti CT, Loss JF, La Torre M, Melo MO, Araújo LD, Marcks VV. Uso da eletromiografia na análise de dor dos músculos trapézio superior e lombares durante protocolo de fadiga. 2008.

5. Resende APM, Nakamura MU, Ferreira EAG, Petricelli CD, Alexandre SM, Zanetti MRD. Eletromiografia de superfície para avaliação dos músculos do assoalho pélvico feminino: revisão de literatura. Rev. Fisio. ePesq. 2011; 18(3):292-297.

6. Belo LR, Coriolano MGWS, Menezes DC, Lins OG. Valores Referenciais da Eletromiografia de Músculos Envolvidos na Deglutição: Uma Revisão Sistemática. Rev. CEFAC. 2012; 14(1):156-163.

7. Oncins MC, Douglas CR, Paiva G. A Eletromiografia como Auxílio na Conduta Terapêutica Após Cirurgia de CraniotomiaFronto-Temporal: Relato de Caso. Rev. CEFAC. 2009; 11(3):457-465.

8. Moraes KJR, Cunha DA, Bezerra LA, Cunha RA, Silva HJ. Surface electromyography:

proposal of a protocol for cervical muscles. Rev. CEFAC. 2012; 14(5):918-924.

9. Garcia MAC, Magalhães J, Imbiriba LA. Comportamento temporal da velocidade de condução de potenciais de ação de unidades motoras sob condições de fadiga muscular. Rev. Bras. Med. Esp. 2004; 10(4):299-303.

10. Hagberg M. Muscular endurance and surface electromyogram in isometric and dynamic exercise. Jour. Appl. Physiol. Publ. 1981; 51(1):1-7.

11. Truex D, Takeda H, Cuellar M. Assessing Scholarly Influence: Using the Hirsch Indices to Reframe the Discourse. Jour. Associat. Infor. Syst. 2009; 10(7):560-594.

12. Enoka RM. Bases Neuromecânicas da Cinesiologia. 2ª ed. São Paulo: Manole, 2000, 450 p.

13. Paiva G, Mazzeto MO. Atlas de Placas Interoclusais. São Paulo: Santos. 2008.

14. Biasotto DC; Biasotto-Gonzalez DA, Panhoca I. Correlation between the clinical phonoaudiological assessment and electromyographic activity of the masseter muscle. J. Appl. Oral. Sci. 2005; 13(4):424-430.

15. Vodusek DB. Electromyography In: Evidence based physical therapy for the pelvic floor. Elsevier. 2007; 53-63.

16. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rua G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. Jourl of Electromyand Kinesi. 2000; 10:361-374.

17. Marchetti PH, Duarte M. Eletromiografia: uma breve revisão sobre os procedimentos de aquisição de sinal. Ter Man. 2011; 9(44): 548-553.

18. Marchetti PH, Duarte M. Instrumentação em Eletromiografia. Lab de Biofís. EEFE-USP. 2006.

19. Konrad PE. The ABD of EMG - A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. 2005; version 1.0.

20. Konrad PE, Owen JH, Bridwell KH. Magnetic stimulation of the spine to produce lower extremity EMG responses. Significance of coil position and the presence of bone. Spine. 1994; 19(24):2812-2818.

21. Farina D, Merletti R, Indino B, Nazzaro M, Pozzo M. Surface EMG crosstalk between knee extensor muscles: experimental and model results. Muscle Nerve. 2002; 26(5):681-95.

22. Enoka R, Duchateau J. Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. J Physiol. 2008; 586(1):11-23.

23. Gonçalves M. Eletromiografia e a identificação da fadiga muscular. Rev. Bras. Educ. Fís. Esp. 2006; 20(5):91-93.

24. VØllestad NK. Measurement of human muscle fatigue. J. Neurosci. Methods, Amsterdam, 1997; 74(2):219-227.

25. Marchetti PH. Investigações Sobre o Controle Neuromotor do Músculo Reto do Abdome. 2005. 109 f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo.

26. Potvin JR. Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contractions. J. Appl. Physiol. 1997; 82(1):144-151.

27. Weir J, Keefe DA, Eaton JF, Augustine RT, Tobin DM. Effect of fatigue on hamstring coactivation during isokinetic knee extensions. Eur. J. Apply Physiol. 1998; 78(6):555-559.

28. DeLuca CJ. Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. Musc&Ner. 1993; 16:210-216.

29. Paula RH, Vale RGS, Dantas EHM. Relação entre o nível de autonomia funcional de adultos idosos com o grau de fadiga muscular aguda periférica verificado pela eletromiografia. Fitn. &Perf. Jour. 2006; 5(2):95-100.

30. Bandeira CCA, Berni KCS, Rodrigues-Bigaton D. Análise eletromiográfica e força do grupo muscular extensor do punho durante isquemia induzida. Rev. Bras. Fisioter. 2009; 13(1):31-37.

31. Callegari B, Resende MM, Ramos LAV, Martins DR, Santos RG. Avaliação da fadiga eletromiográfica dos músculos bíceps braquial e extensor dos dedos. Rev. Bras. Presc. Fisiol. Exerc. 2011; 5(26):185-190.

32. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, Disselhorst-Klug C, Hägg G . European Recommendations for Surface Electromyography – SENIAM. 1999; 8.

33. Ferreira AS, Guimarães FS, Silva JG. Aspectos Metodológicos da Eletromiografia de Superfície: Considerações Sobre os Sinais e Processamentos para Estudo da Função Neuromuscular. Rev. Bras. Cien. Esp. 2010; 31(2):11-30.

34. Ascensão A, Magalhães J, Oliveira J, Duarte J, Soares J. Fisiologia da fadiga muscular. Delimitação conceptual, modelos de estudos e mecanismos de fadiga de origem central e periférica. Rev. Port. deCien. doDesp. 2003; 3(1):108-123.

35. Komi PV, Tesch P. EMG Frequency Spectrum, Muscle Structure and Fatigue During Dynamic Contractions in Man. Eur. Jour. Appl. Physiol. 1979; 42:41-50.

36. Roy SH, DeLuca CJ, Snyder-Mackler L, Emley M, Crenshaw RL, Lyons JP. Fatigue, recovery, and low back pain in varsity rowers. Med. and Scein. In Spo. And Exerc. 1990; 22(4):463-469.

37. Gonçalves M, Cardozo AC, Gauglitz ACF, Malagori BM. Protocolo Biomecânico para Identificação da Fadiga do Músculo Eretor da Espinha. Motriz. 2002; 8(3):115-121.

38. Silva SRD, Gonçalves M. Comparação de Protocolos para Verificação da Fadiga Muscular pela Eletromiografia de Superfície. Motriz. 2003a; 9(1):51-58.

39. Silva SRD, Gonçalves M. Análise da fadiga muscular pela amplitude do sinal eletromiográfico. Rev. Bras. Cie. Mov. 2003b; 11(3):15-20.

40. Barbosa FSS, Gonçalves M. Fadiga dos músculos eretores da espinha: um estudo eletromiográfico. Fisio.&Pesq. 2005a; 12(2):6-12.

41. Barbosa FSS, Gonçalves M. Protocolo para a identificação da fadiga dos músculos eretores da espinha por meio da dinamometria e da eletromiografia. Fisio. Mov. 2005b; 18(4):77-87.

42. Corrêa FI, Corrêa JCF, Martinelli JL, Oliveira AR, Oliveira CS. Reprodutibilidade da eletromiografia na fadiga muscular durante contração isométrica do músculo quadríceps femoral. Fisio. &Pesq. 2006; 13(2):46-52.

43. Pereira MP, Gonçalves M. Extensão Isométrica do Tronco: Análise da Recuperação de Parâmetros Eletromiográficos. Fisioter. Mov. 2007; 20(4):91-99.

44. Santos MCA, Semeghuini TA, Azevedo FM, Colugnati DB, Negrão Filho RF, Alves N, Arida RM. Análise da Fadiga Muscular Localizada em Atletas e Sedentários Através de Parâmetros de Freqüência do Sinal Eletromiográfico. Rev. Bras. Med. Esp. 2008; 14(6):509-512.

45. Kawano MM, Souza RB, Oliveira BIR, Menacho MO, Cardoso APRG, Nakamura FY, Cardoso JR. Comparação da Fadiga Eletromiográfica dos Músculos Paraespinhais e da Cinemática Angular da Coluna entre Indivíduos com e sem Dor Lombar. Rev Bras Med Esporte. 2008; 14(3):209-214.

46. Bassani E, Candotti CT, Pasini M, Melo M, La Torre M. Avaliação da ativação neuromuscular em indivíduos com escoliose através da eletromiografia de superfície. Rev. Bras. Fisioter. 2008; 12(1):13-19.

47. Kawano MM, Menacho MO, Oliveira BIR, Boer MC, Souza RB, Cardoso JR. Análise da fadiga dos músculos paraespinhais em indivíduos saudáveis na posição sentada. Rev. Bras. Cineant. Desem. Hum. 2009; 11(1):30-36.

48. Barbosa FSS, Almeida CCR, Gonçalves M. Análise espectral do sinal eletromiográfico do músculo eretor da espinha obtido do teste de Sorensen. Rev. Fisioter. Mov. 2010; 23(4):575-583.

49. Kronbauer GA, Castro FAS, Ohlweiler ZNC. Análise eletromiográfica da contração submáxima isométrica em idosos e adultos jovens. Geriatr. &Geront. 2010; 4(2):57-61.

50. Turpin NA, Guével A, Durand S, Hug F. Fatigue-related adaptations in muscle coordination during a cyclic exercise in humans. The Jour. of Exper. Biol. 2011; 214:3305-3313.

51. Joshi M, Thigpen CA, Bunn K, Karas SG, Padua DA. Shoulder External Rotation Fatigue and Scapular Muscle Activation and Kinematics in Overhead Athletes. Jour. of Athl. Train. 2011; 46(4):349-357.

52. McMullen KL, Cosby NL, Hertel J, Ingersoll CD, Hart JM. Lower Extremity Neuromuscular Control Immediately After Fatiguing Hip-Abduction Exercise. Jour. of Athl. Train. 2011; 46(6):607-614.

53. Silva CR, Geres BS, Kuriki HU, Negrão Filho RF, Alves N, Azevedo FM. Análise da reprodutibilidade de parâmetros no domínio da frequência do sinal EMG utilizados na caracterização da fadiga muscular localizada. Motriz. 2012; 18(3):456-464.

54. Khan SI, Giesebrecht S, Gandevia SC, Taylor JL. Activity-dependent depression of the recurrent discharge of human motoneurones after maximal voluntary contractions. Jour. Physiol. 2012; 590(19):4957-4969.

55. Panissa VLG, AzevedoNeto RM, Julio UF, Andreato LV, Pinto e Silva CM, Hardt F, Franchini E. Maximum number of repetitions,

total weight lifted and neuromuscular fatigue in individuals with different training backgrounds. Biol. Spo. 2013; 30(2):131-136.

56. Boyas S, Remaud A, Rivers E, Bilodeau M. Fatiguing Exercise Intensity Influences the Relationship between Parameters Reflecting Neuromuscular Function and Postural Control Variables. 2013; 8(8):1-10.

57. Gosselin G, Fagan MJ. The Effects of Cervical Muscle Fatigue on Balance – A Study with Elite Amateur Rugby League Players. Jour. of Spo. Scien. and Med. 2014; 13:329-337.

58. Guimarães ACS, Crescente LAB. Eletromiografia de exercícios abdominais: Um estudo piloto. Rev. Bras. deCiên. doEspo. 1984; 6(1):110-116.

59. Sarti MA, Monfort M, Fuster MA, Villaplana LA. Muscle activity upper and lower rectus abdominus during abdominal exercises. Arch. Phys. Med. Rehabil. 1996; 77:1293-1297.

60. Beim GM, Giraldo JL, Pincivero DM, Borror MJ, Fu FH. Abdominal Strenthening Exercises: A Comparative EMG Study. Jour. of Spo. Rehabil. 1997; 6:11-20.

61. Ribeiro AHM, Fernandes Filho J, Novaes JS. A eficácia de três exercícios abdominais para teste de resistência muscular localizada. Jour. Fit. &Perf. 2002; 1(1):37-43.

62. Taylor BJ, How SC, Romer LM. Exercise-induced abdominal muscle fatigue in healthy humans. Jour. Appl. Physiol. 2006; 100:1554-1562.

63. Moraes AC, Pinto RS, Valamatos M Jose, Valamatos M João, Pezarat-Correia PL, Okano AH, Santos PM, Cabri JM. EMG activation of abdominal muscles in the crunch exercise performed with different external loads. Physic. Ther. Spo. 2009; 10:57-62.

64. Marchetti PH, Kohn AF, Duarte M. Selective activation of the rectus abdominis muscle during low-intensity and fatiguing tasks. Jour. of Spo. Scien. and Med. 2011; 10:322-327.

65. Moura ML, Tessutti LS, Moraes AC. Análise do exercício abdominal "crunch" realizado com cargas máximas e submáximas: Respostas eletromiográficas da musculatura abdominal. Motri. 2011; 7(1):85-93.

66. Souza EF, Cantergi D, Mendonça A, Kennedy C, Loss JF. Análise eletromiográfica dos músculos reto femoral e reto abdominal durante a execução dos exercícios hundred e teaser do método Pilates. Rev. Bras. Med. Esp. 2012; 18(2):105-108.

67. Whittaker JL, McLean L, Hodder J, Warner MB, Stoker MJ. Association Between Changes in Electromyographic Signal Amplitude and Abdominal Muscle Thickness in Individuals With and Without Lumbopelvic Pain. Jour. of Orthop. &Spo. Phys. Ther. 2013; 43(7):466-477.

68. Maeo S, Takahashi T, Takai Y, Kanehisa H. Trunk Muscle Activities during Abdominal Bracing: Comparison among Muscles and Exercises. Jour. of Spo. Scien and Med. 2013; 12:467-474.

69. McGINNIS PM. Biomecânica do Esporte e Exercício. Porto Alegre: Artmed, 2002.

70. Zhou P, Rymer WZ. Muscle force and the EMG: a simulation study factors governing the form of the relation between muscle force and the EMG. Neurophysiol. 2004; 92(5)2878–2886.

71. Lawrence H. DeLuca C. Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. Amer. Physiolo. Soci. 1983; 1653-1659.

72. Gertz LC, Loss JF, Ribeiro JLD, Zaro MA. Sensibilidade da eletromiografia na medição de variação de força. Anais VII Cong. Bras. Biomec. 1997.

73. Guimarães AC, Herzog W, Allinger TL, Zhang YT. The EMG-force relationship of the cat soleus muscle and its association with contractile conditions during locomotion. Jour. Expe. Biol. 1995; 198(4):975-987.

74. Perry J, Bekey GA. EMG-force relationships in skeletal muscle. Crit Rev. Biomed. Eng. 1981; 7(1):1-22.

75. Solomonow M, Baratta R, Shoji H, D'Ambrosia R. Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies. J Appl Physiol. 1990; 68(3):1177-1185.

76. Kennedy PM, Cresswell AG. The effect of muscle length on motor-unit recruitment during isometric plantar flexion in humans. Exp. Brain. Res. 2001; 137(1):258-264.

77. Becker R, Awiszus F. Physiological alteratios of maximal voluntary quadriceps activation by changes of knee joint angle. Muscle. Nerve. 2001; 24(5):667-672.

78. Groeningen CJJE, Nijhof EJ, Vermeule FM, Erkelens, CJ. Relation between torque history, firing frequency, decruitment levels and force balance in two flexors of the elbow. Exp. Brain. Res. 1999; 129(4):592–604.

79. Siegler S, Hillstrom H, Freedman W, Moskowitz G. Effect of myoeletric signal processing on the relationship between muscle force and processed EMG. Amer. Jour. of Phys. Medic. Baltimore. 1985; 64(3):130-149.

80. Alkner BA, Tesch PA, Berg H. Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press. Biodynamics. 1999; 32(2):459-463.

81. Roy SH. The Use of Electromyography for the Identification of Fatigue in Lower Back Pain. Motriz. 2003; 9(1):17-23.

82. Bigland-Ritchie B, Johansson R, Lippold OCJ, Woods JJ. Contractile Speed and EMG Changes During Fatigue of Sustained Maximal Voluntary Contractions. Jour. of Neurophy. 1983; 50(1):313-324.

83. 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):1318-1326.

84. McBride JM, Cormie P, Deane R. Isometric squat force output and muscle activity in stable and unstable conditions. Jour. of Stren. and Cond Res. 2006; 20(4):915–918.

85. Oliveira ASC, Gonçalves M. Exercícios resistidos de flexão do cotovelo: efeito sobre parâmetros temporais e espectrais da atividade eletromiográfica. Rev. Bras. Biom. 2007; 8(15):38-47.

86. Rossi LP, Paula RP, Brandalize M, Paula Jr. R. Influencia do tempo de alongamento muscular estático agudo na atividade eletromiográfica do músculo reto femoral. XI Encontro Latino Americano de Iniciação Científica e VII

Encontro Latino Americano de Pós-Graduação – Universidade do Vale do Paraíba. 2007.

87. Sousa CO, Ferreira JJA, Medeiros ACLV, Carvalho AH, Pereira RC, Guedes DT, Alencar JF. Atividade eletromiográfica no agachamento nas posições de 40o, 60o e 90o de flexão do joelho. Rev. Bras. Med. Esp. 2007; 13(5):310-316.

88. Oliveira AS, Tucci HT, Verri ED, Vitti M, Regalo SCH. Influência da posição do braço na relação EMG-força em músculos do braço. Fisioter. Pesq. 2008; 15(3):222-227.

89. Kossel MV, Castro FS, Cruz D, Fleig T. Análise eletromiográfica da porção longa do bíceps braquial em diferentes posições do ombro. Braz. Jour. Biomotri. 2009; 3(2):167-176.

90. Brookham RL, McLean L, Dickerson CR. Construct Validity of Muscle Force Tests of the Rotator Cuff Muscles: An Electromyographic Investigation. Physic. Ther. 2010; 90(4):572-580.

91. Correa CS, Silva BGC, Alberton CL, Wihelm EN, Moraes AC, Lima CS, Pinto RS. Análise da força isométrica máxima e do sinal de EMG em exercícios para os membros inferiores. Rev. Bras. Cineantrop. Desemp. Hum. 2011; 13(6):429-435.

92. Zarrouk N, Rebai H, Yahia A, Souissi N, Hug F, Dogui M. Comparison of Recovery Strategies on Maximal Force-Generating Capacity and Electromyographic Activity Level of the Knee Extensor Muscles. Jour. of Athl. Train. 2011; 46(4):386-394.

93. Bley AS, Nardi OS, Marchetti PH. Alongamento passivo agudo não afeta a atividade muscular máxima dos ísquiotibiais. Motri. 2012; 8(4):80-86.

94. Paz GA, Maia MF, Santiago FLS, Santos PS, Lima VP. Efeitos imediatos da pré-atividade máxima dos antagonistas sobre a tensão isométrica máxima e sinal eletromiográfico. Rev. Bras. Presc. Fisiol. Exerc. 2012; 6(32):149-156.

95. Paz GA, Maia MF, Santiago FLS, Lima VP, Miranda HL. Efeito da facilitação neuromuscular proprioceptiva e pré-ativação dinâmica dos antagonistas sobre a força isométrica máxima e sinal eletromigráfico. Rev. Bras. Cien. Mov. 2013; 21(2):71-81.

96. Baptista MT, Machado FA, Pereira GR, Nadal J, Oliveira LF. Teste de força de preensão manual: estudo da fadiga mioelétrica do flexor radial do carpo e flexor superficial dos dedos. Rev. Bras. Educ. Fís. e Esp. 2013; 27(3):345-353.

97. Miura T, Sakuraba K. Properties of Force Output and Spectral EMG in Young Patients with Nonspecific Low Back Pain during Isometric Trunk Extension. J. Phys. Ther. Sci. 2014; 26(3):323-329.

98. Moraes AC, Bankoff ADP, Okano AH, Simões EC, Rodrigues CEB. Análise eletromiográfica do músculo reto femoral durante a execução de movimentos do joelho na mesa extensora. Rev. Bras. Cien. Mov. 2003; 11(2):19-23.

99. Silva YO, Melo MO, Gomes LE, Bonezi A, Loss JF. Análise da resistência externa e da atividade eletromiográfica do movimento de extensão de quadril realizado segundo o método Pilates. Rev. Bras. Fisioter. 2009; 13(1):82-88.

100. Júnior VAR, Bottaro M, Pereira MCC, Andrade MM, Júnior PRW, Carmo JC. Análise

eletromiográfica da pré-ativação muscular induzida por exercício monoarticular. Rev. Bras. Fisioter. 2010; 14(2):158-165.

101.Detanico D, Muller LFF, Hofmann M, Ávila CAV. Análise eletromiográfica dos músculos bicepsbrachii e latissimusdorsi no exercício "puxada alta" em diferentes empunhaduras. Braz. Jour. Biomot. 2012; 6(4):277-284.

102. Arnold EM, Hamner SR, Seth A, Millard M, Delp SL. How muscle fiber lengths and velocities affect muscle force generation as humans walk and run at different speeds. The Jour. of Exper. Biol. 2013; 216:2150-2160.

103.Chen Y-Ch, Lin Y-T, Huang Ch-T, Shih Ch-L, Yang Z-R, Hwang I-Sh. Trajectory Adjustments Underlying Task-Specific Intermittent Force Behaviors and Muscular Rhythms. Plos One. 2013; 8(9):1-9.

104.Fernandez-Del-Omo M, Río-Rodríguez D, Iglesias-Soler E, Acero RM. Startle Auditory Stimuli Enhance the Performance of Fast Dynamic Contractions. Plos One. 2014; 9(1):1-10.

105.Alberton CL, Silva EM, Tartaruga MP, Cadore EL, Becker ME, Brentano MA, Kruel LFM. Análise da reprodutibilidade do sinal eletromiográfico durante ações isométricas e dinâmicas realizadas em diferentes meios. Rev. Bra. deBiomec. 2007; 8(15):82-88.