

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

Ricardo Costa da Silva

Eletromiografia de Superfície: função neuromuscular e
reprodutibilidade do método. Uma revisão

Porto Alegre

2010

Ricardo Costa da Silva

Eletromiografia de Superfície: função neuromuscular e reprodutibilidade do método. Uma revisão

Monografia apresentada à Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul como requisito parcial para obtenção do grau em Licenciatura (045.00) em Educação Física.

Orientador: prof. Dr. Ronei Silveira Pinto

Porto Alegre

2010

“Se enxerguei mais longe, foi porque me apoiei nos ombros de gigantes”

Isaac Newton

RESUMO

Nas últimas décadas a eletromiografia de superfície (EMG) avançou muito, tanto em número de pesquisas como em seu processo de coleta. Hoje, a EMG é largamente utilizada para avaliação da função neuromuscular em humanos. Esse fato se deve essencialmente pela objetividade, bem como as características do método (não-invasivo). O objetivo do presente estudo foi verificar – por meio de revisão – a reprodutibilidade do sinal EMG, bem como os eventos neurofisiológicos associados à contração muscular. Para obtenção dos dados foram utilizadas duas vias básicas: por meio de livros e artigos – buscados com a ferramenta *Scopus* utilizando os termos: *electromyography, surface electromyography, reliability*. A EMG é a representação gráfica das atividades elétricas musculares. O sinal captado tem origem nos potenciais de ação a nível neuromuscular nas proximidades dos eletrodos. Como método, a EMG apresenta uma série de interferências que podem ou não serem amenizadas. Dessas interferências, os fatores que são inalteráveis e interferem no sinal coletado como intrínsecos e extrínsecos os que podem ser atenuados. As variáveis extrínsecas estão intimamente ligadas aos processos metodológicos empregados pelo investigador. Os eletrodos recebem papel central para otimização dos resultados. Seu modelo e estrutura, sua posição, a distâncias entre os eletrodos, o padrão para recolocação são variáveis extrínsecas que confundem o sinal EMG coletado. Um processo fundamental para padronização do tratamento do sinal é a normalização. Esse processo consiste na padronização das coletas e no tratamento do sinal de forma percentual. Assim, fica evidente a necessidade de padronização nos métodos de coleta para uma maior fidedignidade desse processo.

Palavras-chave: Eletromiografia, reprodutibilidade, eletrodos

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	7
2. METODOLOGIA.....	9
3. REVISÃO DE LITERATURA.....	9
3.1. Potencial de Membrana e de Repouso.....	9
3.1.2. Potencial de Ação.....	11
3.1.3. Sinapse Neuromuscular.....	13
3.1.4. Sistema Neuromotor.....	14
3.2. ELETROMIOGRAFIA.....	16
3.2.1 História da EMG.....	16
3.2.2. EMG como Método.....	18
3.2.3. Reprodutibilidade da EMG.....	21
4. CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	27
5. REFERÊNCIAS.....	31

1. INTRODUÇÃO

A evolução científica tem um importante papel no desenvolvimento humano. Dentre técnicas de pesquisa utilizadas, a eletromiografia (EMG) conta com inúmeras pesquisas na área da saúde, promovendo avanços na compreensão do funcionamento dos tecidos musculares. Eletromiografia é a representação gráfica da atividade elétrica do músculo esquelético (CORREIA & MIL-HOMENS, 2004).

Nas últimas décadas a EMG progrediu e avanços tecnológicos tornam cada vez mais precisas as técnicas de coleta, permitindo novas descobertas. Um estudo muito importante ligado a EMG de autoria de De Lucca (1997; p. 03) assevera que: “promove fácil acesso aos processos fisiológicos que causam a geração de força muscular, produzem movimento e acompanham incontáveis funções que nos põem em contato com o mundo ao redor”.

A eletromiografia de superfície é largamente utilizada nas áreas da saúde para diversos fins (principalmente por ser um método não invasivo), como verificar o comportamento neuromuscular em algumas doenças ou lesões que afetam esse sistema (FRONTERA *et al.*, 2001; KONISHI *et al.*, 2002); efeito do desuso no nível de ativação muscular (HÄKKINEN *et al.*, 2001; MUJIK & PADILLA, 2001; HAN *et al.*, 2005; GABRIEL *et al.*, 2006); e também os efeitos e especificidades do exercício/treinamento físico na função neuromuscular (HÄKKINEN *et al.*, 2001; ALKNER *et al.*, 2000; GABRIEL *et al.*, 2006).

Muitos fatores influenciam na coleta do sinal eletromiográfico. Não obstante, estudos metodológicos apontam para melhores estratégias para colher um sinal com menor interferência. Em síntese, os fatores que podem influenciar no sinal EMG se dividem em dois grandes grupos: extrínsecos – que podem ser modificados; intrínsecos – que não podem ser modificados (DE LUCCA, 1997). Na categoria dos extrínsecos encontram-se questões metodológicas importantes: o modelo dos eletrodos, a posição dos eletrodos, a orientação dos mesmos, o ponto motor, a pele (DE LUCCA, 1997; HERMENS *et al.*, 2000; RAINOLDI *et al.*, 2004). Já na influência

intrínseca, como a EMG capta o somatório dos potenciais de ação muscular (e muitas vezes de seus sinergistas também), as características das Unidades Motoras (percentual de Unidades Motoras do tipo I, IIa, e IIx) bem como dos tecidos dos sujeitos avaliados (gordura corporal, temperatura corporal, fluxo sanguíneo muscular) influenciam de maneira importante na coleta do sinal eletromiográfico (DE LUCCA, 1997).

Portanto, o rigor metodológico empregado para coleta de sinal EMG é fundamental para promover coletas com fidedignidade. Kollmitzer *et al.* (1999) investigaram a reprodutibilidade da EMG no músculo quadríceps femoral em intervalos pequenos (3 min), médios (60 min) e longos (6 semanas) em testes de contração isométrica voluntária máxima e também a 50% dessa. Os resultados evidenciaram maior fidedignidade em intervalos curtos. No que tange à qualidade de aquisição da EMG, os três músculos superficiais anteriores da coxa – reto da coxa, vasto medial e vasto lateral – foram investigados em inúmeros estudos (ALKNER *et al.*, 2000; HÄKKINEN *et al.*, 2000; KOLLMITZER *et al.*, 1999; RAINOLDI *et al.*, 2004). Esse fato parece ser, dentre outras questões, decorrente de serem músculos de boa para excelente qualidade de sinal – devido à facilidade de encontrar o ponto motor (RAINOLDI *et al.*, 2004).

Uma possível limitação da investigação de Kollmitzer *et al.* (1999) deve-se à recolocação dos eletrodos de superfície nos testes após 6 semanas. Os referidos autores utilizaram marcações com canetas inapagáveis (canetas para retroprojektor). Na mesma linha de investigação, Narici *et al.* (1989) analisaram as variações influenciadas pelo treino de força após um período de treinamento de 60 dias e subsequente destreino de mais 40 dias. Para avaliação da função neuromuscular utilizaram EMG, sendo que para as coletas foi feito um mapa da coxa dos sujeitos avaliados em transparência (papel acetato) para garantir maior precisão na recolocação dos eletrodos. Embora o autor tenha utilizado os mapas, ele não testou sua reprodutibilidade.

Baseando-se nas considerações acima referidas, a presente investigação tem por objetivo revisar na literatura a reprodutibilidade da eletromiografia de superfície, bem como os eventos neurofisiológicos associados à contração muscular esquelética.

2. METODOLOGIA

Foram utilizadas duas formas básicas de busca por informações para a estruturação da presente revisão. O primeiro modo foi por meio de livros referentes a assuntos pertinentes. A segunda forma foi por meio da ferramenta de busca *Scopus*. Os termos utilizados para busca foram: *electromyography, surface electromyography, reliability*.

Os artigos não sofreram filtro por data. Entretanto, eram armazenados aqueles que abordavam o tema da EMG, ou ao menos, citavam os procedimentos na metodologia.

3. REVISÃO DE LITERATURA

Para melhor compreensão dos fenômenos e da técnica da eletromiografia propriamente, serão abordados os eventos neurofisiológicos associados ao estímulo à contração muscular. Outras questões serão abordadas aqui com maiores detalhes, como a história dos achados científicos que interferiam no que se compreende hoje no que é eletromiografia.

3.1. Potencial de Membrana e de Repouso

O organismo humano é um sistema aberto com o meio externo – uma vez que é dependente do consumo de oxigênio externo e também de liberar gás carbônico para o mesmo. Entretanto, esse sistema necessita de uma organização na qual as suas estruturas possam se manter, dentro do possível, inatingíveis pelo ambiente externo (SILBERNAGL & DESPOPOULOS, 2003). Assim, as células

buscam esses objetivos. Em humanos, as células são as estruturas básicas de um tecido. Todas as células humanas são envolvidas em uma membrana que a separa do meio externo, permitindo assim que diferentes composições ocorram nos meios extra – ou interstício - e intracelular – ou citosol (ÅSTRAND *et al.*, 2006; OKUNO *et al.*, 1982). As membranas celulares (MC) dos seres vivos, em geral, possuem diferença de potencial elétrico entre os meios (chamado potencial de membrana). “No caso das células, o interior é eletronegativo em relação ao exterior” (CINGOLANI & HOUSSAY, 2004 p.25). A função da MC é de constituir uma barreira física entre os meios intra e extracelular (ÅSTRAND, 2006).

A membrana celular, segundo Okuno *et al.* (1982) é resultado do equilíbrio entre meios: os equilíbrios elétrico e eletroquímico. O equilíbrio químico é obtido pela igualdade das concentrações de solutos entre os sistemas (pressupondo temperatura e pressão constantes). Já o equilíbrio eletroquímico é resultado das concentrações entre íons (cátions e ânions) nos dois compartimentos. Pode-se configurar a membrana celular como um capacitor (dispositivos usados para armazenar energia, o qual possuem um campo elétrico entre as placas e fora delas esse campo é nulo) no qual duas soluções condutoras estão separadas por uma delgada camada isolante - a membrana (OKUNO *et al.*, 1982). O potencial elétrico transmembrana (E_m) pode ser obtido por meio da equação (CINGOLANI & HOUSSAY, 2004):

$$E_m = E_{(\text{interior})} - E_{(\text{exterior})}$$

A respeito dos principais íons envolvidos no potencial de membrana (sódio e potássio), duas questões são fundamentais no que tange o equilíbrio entre meios: suas concentrações e permeabilidades. O potássio (K^+), em situação de repouso, possui tendência de escapar para o interstício devido ao gradiente de concentração. Já o sódio (Na^+) está em maior desequilíbrio de concentração que o K^+ , o que permite sua entrada passiva para o citosol constantemente (CINGOLANI & HOUSSAY, 2004). Quanto à permeabilidade inter-membranas, o Na^+ possui uma permeabilidade muito pequena (a comportar-se como impermeante) e o K^+ possui uma razoável capacidade de permeabilidade transmembrana, difundindo-se facilmente do meio intra para o extracelular (SILBERNAGL & DESPOPOULOS, 2003).

Porém, as investigações científicas nesse sentido apontam para valores mais altos nas concentrações de Na^+ no meio extracelular e K^+ no meio intracelular, o que garante o potencial de repouso. Esses valores se devem ao estado estacionário (transporte ativo constante) que é obtido por meio de processos ativos que “bombeiam” constantemente esses dois íons chave para o equilíbrio celular. A atividade da bomba $\text{Na}^+ - \text{K}^+ - \text{ATPase}$ que lança constantemente Na^+ para o meio extracelular ao mesmo tempo em que o K^+ para o meio intracelular (BERNE *et al.*, 2004). Esse é uma forma ativa de transporte.

Portanto, potencial de Membrana é a diferença de potencial existente entre os fluídos citoplasmático e o extracelular, que em condições de repouso, permanecem inalterados devido ao estado estacionário. Nas fibras nervosas e musculares os valores da diferença de potencial em repouso ficam em torno de -55 mV a -100 mV (OKUNO *et al.*, 1982).

3.1.2. Potencial de Ação

A membrana celular, principalmente dos neurônios e das fibras musculares, é capaz de responder a estímulos que alteram sua voltagem. Essa capacidade é denominada de excitabilidade (CINGOLANI & HOUSSAY, 2004). Quando as células são excitadas eletricamente até um determinado nível crítico – chamado limiar – ocorre um fenômeno chamado de potencial de ação (PA) que é a condução de um sinal elétrico pela membrana celular – principalmente axônio ou músculo; quando esse abalo não atinge o limiar as respostas geradas são locais – chamadas sub-limiais (SILBERNAGL & DESPOPOULOS, 2003). Uma vez que o potencial de membrana supere o limiar, se inicia o PA de uma forma descrita como tudo ou nada, ou seja, ou produz um PA completo ou não ocorre (BERNE *et al.*, 2004; CINGOLANI & HOUSSAY, 2004; SILBERNAGL & DESPOPOULOS, 2003). No que diz respeito à duração do PA, o tipo de célula em que ocorre influenciará no valor final. Nas fibras musculares esqueléticas e em axônios a duração fica entre 1 e 2 ms, já nos miócitos

cardíacos ventriculares o valor é próximo de 300 ms (CINGOLANI & HOUSSAY, 2004).

A primeira fase do PA é a chamada despolarização, e é caracterizada por um estímulo de magnitude superior ao limiar e provoca um aumento brusco no gradiente de concentração de sódio (gNa). Se esse aumento for gradual e lento, o estímulo poderá passar o limiar, mas não ocorrerá PA. Esse fenômeno é conhecido por acomodação. Por outro lado, se estímulos de intensidade abaixo do limiar ocorrerem sucessivamente e de maneira rápida, podem gerar um PA, fenômeno conhecido por somação temporal. Durante o PA ocorre à entrada de Na^+ e a saída de K^+ da célula. O crescimento do PA na fase de aceleração pode até mesmo atingir valores positivos – conhecidos por *overshoot* (+ 20 mV até + 30 mV) (SILBERNAGL & DESPOPOULOS, 2003).

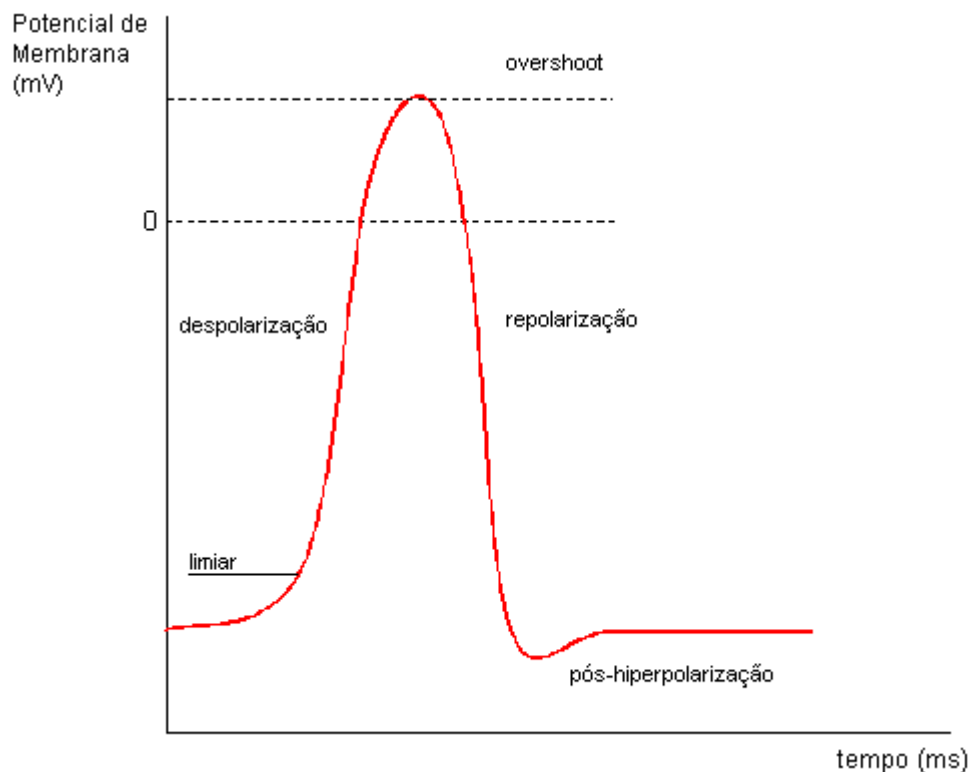


Fig. 1: Eventos que envolvem o Potencial de ação. Adaptado de Silbernagl & Despopoulos (2003).

Uma vez que a membrana é despolarizada, comportas (do inglês *gates*) específicas para cada íon são requisitadas ativando ou desativando a função do íon. As comportas m_3 e h são exemplos que atuam sobre o sódio no momento da despolarização, promovem alterações na corrente de sódio estimulando-o a adentrar a célula e aumentar a diferença de potencial. Durante a despolarização comportas de potássio são abertas juntamente com comportas de inativação de sódio – é um processo mais lento que o anterior (CINGOLANI & HOUSSAY, 2004).

Já na repolarização ocorre a retomada gradual dos potenciais de repouso por meio das alterações ocorridas na condutibilidade de K^+ (de maneira lenta) acelerando esse processo de retorno (SILBERNAGL & DESPOPOULOS, 2003). Nessa fase as comportas de inativação de sódio e de ativação de potássio estão ativas para retornar a diferença de potencial de repouso. Após, a relação condutibilidade/permeabilidade sódio/potássio atinge valores maiores que os de repouso produzindo a hiperpolarização pós-potencial; um aumento na atividade da bomba $N^+ - K^+ - ATPase$ pode contribuir para isso (CINGOLANI & HOUSSAY, 2004; OKUNO *et al.*, 1982; SILBERNAGL & DESPOPOULOS, 2003).

Os potenciais de ação são de extrema importância para a comunicação do SNC com outros sistemas, como o muscular (CINGOLANI & HOUSSAY, 2004; SILBERNAGL & DESPOPOULOS, 2003). A comunicação entre dois neurônios chama-se sinapse. Embora não seja um consenso (ÅSTRAND *et al.*, 2006), a sinapse pode ocorrer de forma química ou elétrica (CINGOLANI & HOUSSAY, 2004).

3.1.3. Sinapse Neuromuscular

Uma vez que o Sistema Nervoso Central emite o comando (potencial de ação) promotor do estímulo da contração muscular, uma seqüência de potenciais de ação ocorrem nesse percurso até chegar à junção neuromuscular. O neurônio eferente que está intimamente ligado à fibra muscular é conhecido por motoneurônio- α (ÅSTRAND *et al.*, 2006). Eles compreendem os neurônios eferentes que se projetam da medula para o músculo. Os motoneurônios da

musculatura esquelética possuem axônios com estrutura de calibre espesso e pontas ramificadas. As arborizações do axônio podem conter de 25 até 1.000 ramificações (SILBERNAGL & DESPOPOULOS, 2003). As fibras musculares só podem ser inervadas por um único motoneurônio, embora esse possa apresentar mais de uma junção neuromuscular com essa fibra (CINGOLANI & HOUSSAY, 2004). Há peculiaridades na estrutura pós-sináptica onde o neurônio motor se acopla formando a junção neuromuscular, também chamada placa motora. As células musculares esqueléticas (estriadas) são as únicas a possuírem placa motora (SILBERNAGL & DESPOPOULOS, 2003). A membrana muscular encontra-se disforme (invaginação) para acoplar o botão terminal desse motoneurônio (CINGOLANI & HOUSSAY, 2004).

Quanto à característica da sinapse neuromuscular, é de ordem química e o neurotransmissor secretado é a Acetilcolina (ACh). Esse neurotransmissor é resultado da junção de duas substâncias mediadas pela enzima Colina-Acetiltransferase: $\text{AcetilCoa} + \text{Colina} \rightarrow \text{Acetilcolina}$ (CINGOLANI & HOUSSAY, 2004). Uma vez que a acetilcolina é extravasada pela membrana do axônio liberando esse neurotransmissor na placa motora; a ACh liga-se aos N-colinoceptores (nicotinérgicos) do sarcolema da estrutura pós-sináptica, abre os canais de Na^+ e ocorre a saída de K^+ , levando a um potencial de ação na fibra muscular (CINGOLANI & HOUSSAY, 2004). Uma vez que a despolarização atingiu o limiar e desencadeou o potencial de ação, esse percorre pelo sarcolema e pelos túbulos T que liberam Ca^{2+} no sarcoplasma e estimulando o deslizamento entre os filamentos no sarcômero.

3.1.4. Sistema Neuromotor

O potencial de ação possui papel de condutor e é extremamente importante para compreensão da contração muscular esquelética – desde transmissor de estímulo pelo Sistema Nervoso Central e Periférico até a Junção Neuromuscular. O PA é o sinal pré-contração que, em um último passo, estimula a sinapse química na

placa motora terminal gerando outro PA na fibra muscular e culminando com a subsequente contração muscular (ÅSTRAND *et al.*, 2006; CINGOLANI & HOUSSAY, 2004). A contração muscular está intimamente ligada ao Sistema Nervoso Central e Periférico (SNC e SNP). A estrutura muscular esquelética é responsável pelo movimento humano, na postura bípede exerce um papel imprescindível e na estabilidade das articulações.

O SNC é responsável pelo planejamento/organização e execução ordenada dos comandos para execução da contração muscular (a exceção dos movimentos reflexos que são de ordem medular) (ÅSTRAND *et al.*, 2006).

Em nível medular, as estruturas neuronais se organizam compondo dois grupos: a substância cinzenta e branca. A substância negra é composta por soma dos neurônios locais e axônios. Já a substância branca é composta por axônios mais longos ligando-a a estruturas supra-espinais (ÅSTRAND *et al.*, 2006). As células de Renshaw são células interneurais que formam um circuito fechado retornando ao neurônio que a estimulou. Amparada pelos níveis supra-espinais essas células auxiliam na adaptação à tarefa motora (ÅSTRAND *et al.*, 2006). São neurônios inibitórios e possuem papel importante na realização de movimentos rápidos como correr e saltar (CINGOLANI & HOUSSAY, 2004).

O córtex cerebral possui regiões responsáveis pelo planejamento motor bem como de sua organização para posterior execução. Situada no giro anterior ao sulco central no córtex cerebral, essa área possui um papel fundamental no planejamento do movimento muscular voluntário. “Ele não é o iniciador do movimento, mas a estação final de abastecimento, pois recebe informações de diversas áreas dispersas no encéfalo e responde a elas colocando os motoneurônios em funcionamento” (ÅSTRAND *et al.*, 2006 p. 98). Posicionados anteriormente ao sulco central estão o córtex motor primário (M1), a área pré-motora (APM) e a área motora suplementar (AMS). O M1 controla os músculos de todo o corpo, sendo que quanto mais complexos são os movimentos maior área ocupa no M1. As funções da AMP e AMS são de controle e planejamento do movimento (ÅSTRAND *et al.*, 2006; CINGOLANI & HOUSSAY, 2004). A AMS parece ter maior relação com movimentos complexos enquanto que a APM parece incorporar uma área cortical maior (ÅSTRAND *et al.*, 2006).

Seguindo o trajeto em direção ao motoneurônio, as informações oriundas tanto do SNC como dos receptores somatossensoriais são enviadas ao Cerebelo que atua integrando e organizando essas informações (ÅSTRAND *et al.*, 2006). Portanto, a qualidade dos movimentos (tanto na produção de força, como em movimentos refinados) é determinada pelo recrutamento apropriado das unidades motoras, sua taxa de disparo (nível de recrutamento) e também a seqüência em que são colocadas ou retiradas (ÅSTRAND *et al.*, 2006; GABRIEL *et al.*, 2006).

Assim, o impulso elétrico percorre a medula espinal pelo qual o motoneurônio faz sinapse com interneurônios e com as células de Renshaw - que está localizado na substância negra – e promove a inibição de motoneurônios ou interneurônios; sua atividade é determinante no impulso podendo atenuar ou intensificá-lo (ÅSTRAND *et al.*, 2006; CINGOLANI & HOUSSAY, 2004).

3.2. ELETROMIOGRAFIA

Ao longo dos anos, o sistema de coleta da eletromiografia bem como os equipamentos associados ao sistema de coleta são de importante compreensão.

3.2.1 História da EMG

A EMG é um método de avaliação da função neuromuscular amplamente utilizado em investigações com os mais diversos objetivos. Entretanto, esse método foi sendo construído ao longo da história, em que anatomistas, fisiologistas e outros profissionais contribuíram para compreensão do fenômeno biofísico da contração muscular e o seu controle exercido pelo sistema nervoso. Sendo assim, torna-se de suma importância a compreensão histórica dos fatos que levaram a técnica da eletromiografia tal como é compreendida hoje, e aplicada em diversas áreas de conhecimento.

O movimento humano é questão de investigação por muitos séculos por grandes pensadores da ciência. No século XVI foi produzida uma investigação

clássica por Andreas Vesalius (1514-1564) denominada *De Humani Corporis Fabrica* (1543) em que o autor disseca corpos de presidiários condenados à morte – portanto, foi um dos pioneiros na exploração da anatomia humana. Pelo fato de sua pesquisa ter sido executada em cadáveres não houve grande compreensão dos mecanismos envolvendo a aplicabilidade de suas observações (BASMAJIAN, 1974). Francesco Redi (1626-1691) foi o pioneiro a verificar a atividade elétrica nos músculos (KAWANO, 2007). Já no século XVIII, Luigi Galvani (1737-1798) envolveu animais em suas investigações, verificando o potencial elétrico de músculos e nervos de sapos e rãs. Ele é considerado o pioneiro nos estudos envolvendo potencial elétrico muscular (BASMAJIAN, 1972).



Fig 2. Guillaume Duchenne investigando função muscular da face. Extraído de www.firstscience.com.

Não obstante, somente no início do século XIX, com os estudos pioneiros do médico neurologista francês Guillaume Duchenne (1806-1875) é que iniciaram estudos mais direcionados relacionando potencial elétrico e a contração muscular (MERLETTI & PARKER, 2004).

Outros estudos envolvendo potencial elétrico muscular foram os trabalhos de William Wolaston (1766-1828) que verificou a ativação muscular de cavalos por meio de um instrumento precursor do estetoscópio. Já os primeiros estudos envolvendo a

eletromiografia irão surgir no início do século XX com os trabalhos do neurofisiologista alemão Hans Pipers que delineou a modulação dos disparos de unidades motoras. Essas foram as primeiras investigações que se delinearam na hipótese do potencial de ação.

A EMG de superfície surge nos anos 40 com investigações sobre o movimento humano. Inman, Saunders e Abbot em 1944 (*in* CRAM, 2003) investigaram a atividade muscular relacionada a movimentos do ombro. No ano de 1962, John V. Basmajian publica a primeira edição de seu livro *Muscles Alive*. O primeiro compêndio envolvendo a eletromiografia como um método para coleta de informações sobre o sistema neuromuscular em humanos. Entretanto, somente a partir dos anos 90 é que começaram a ocorrer investigações maciças envolvendo sincronismo neuromuscular por meio da eletromiografia (MERLETTI & PARKER; GROSSE *et al.*, 2002).

3.2.2. EMG como Método

A eletromiografia pode ser compreendida como a quantificação dos sinais elétricos da musculatura esquelética (CORREIA & MIL-HOMENS, 2004; KONRAD, 2005; BASMAJIAN, 1974). A EMG é largamente utilizada na avaliação da função neuromuscular, tanto na saúde como nas doenças que podem interferir nesse sistema (KONRAD, 2005).

Conforme exposto anteriormente, o potencial elétrico celular é de determinante importância para contração muscular. Essa atividade elétrica, mais precisamente as ocorridas nos potenciais de ação nas unidades motoras e nas fibras musculares, induzem a geração de um campo elétrico (KONRAD, 2005; BASMAJIAN, 1972; BASMAJIAN, 1974). O objetivo da eletromiografia é captar o campo elétrico gerado pelo músculo alvo (DE LUCCA, 1997). A partir da coleta (desse sinal bruto) por meio dos aparatos que compõem o eletromiógrafo, pode-se transformar esses dados em valores digitais. O avanço na compreensão dos mecanismos físico-químicos que influenciam a contração muscular progrediram

muito nas últimas décadas. Assim, é possível captar atividade elétrica muscular e transmiti-la graficamente para que possa ser analisada por meio de uma técnica chamada eletromiografia (ÅSTRAND *et al.*, 2006; CORREIA & MIL-HOMENS, 2004; DE LUCCA, 1997; RASH & BURKE, 1977). Quanto maior a atividade elétrica muscular – ou seja, maior o número de PA (taxa de disparo e número de UM sincronizadas) ocorrida durante a contração e mais unidades motoras ativadas, maior densidade do sinal EMG (DE LUCCA *et al.*, 2006). Sendo assim, a EMG capta o somatório dos potenciais de ação das unidades motoras encontradas na periferia dos eletrodos (KONRAD, 2005; BASMAJIAN, 1974).

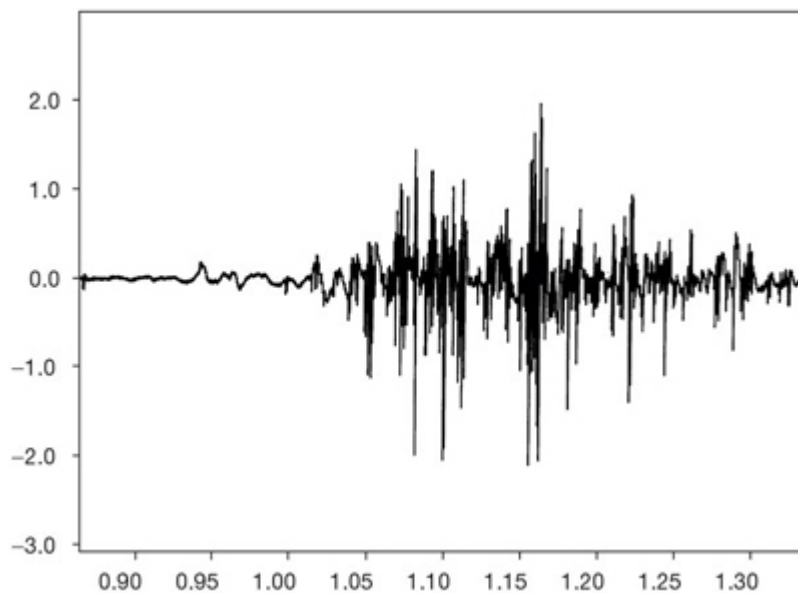


Fig 3. Grafico do sinal EMG em relação ao tempo. Extraído de www.nature.com.

Com a eletromiografia pode-se captar o grau de participação muscular em determinado movimento, em que momento determinado músculo participa e se realmente participa de maneira significativa (ÅSTRAND, *et al.*, 2006). A EMG é uma maneira objetiva para se observar alterações na ativação muscular (WEINECK, 2003). A compreensão do nível de atividade muscular é de grande importância para diversas linhas de pesquisa porque esse método permite a compreensão da

atividade global no sistema neuromuscular – de forma não-invasiva.

Uma vez que a EMG é a expressão gráfica da despolarização, essa mostra-se uma ferramenta de grandiosa aplicabilidade na compreensão da atividade muscular. A eletromiografia é largamente usada para melhor compreensão do envolvimento neuromuscular em resposta ao exercício. Inúmeros estudos encontraram resposta neuromotora nos períodos iniciais do treinamento de força, houve incrementos na força e no sinal EMG (FERRI *et al.*, 2003; GABRIEL *et al.*, 2006; HÄKKINEN *et al.*, 2001); outros estudos buscaram relacionar força, fadiga e EMG (ALKNER *et al.*, 2000; CALLAGHAN *et al.*, 2009); e ainda investigaram em condições de doença (BOLGLA *et al.*, 2008; CALLAGHAN *et al.*, 2009).

Segundo De Lucca (1997) na eletromiografia sempre existem interferências no sinal adquirido. Assim, o referido autor dividiu em dois grandes grupos: as interferências intrínsecas e extrínsecas. As intrínsecas dizem respeito a elementos que não são possíveis de serem modificados ou minimizados como percentual de gordura na musculatura avaliada, *crosstalk*, etc. Já as extrínsecas podem (e devem) ser minimizadas com o intuito de diminuir os “ruídos” no sinal coletado. Na EMG dos músculos da perna, aproximadamente 17% dos sinal de músculos vizinhos podem influenciar no resultado final (DE LUCCA, 1997). Assim, uma série de medidas podem diminuir essa interferência.

Uma vez compreendida os mecanismos biofísicos que envolvem a contração muscular, torna-se necessário aprofundar os entendimentos nos passos metodológicos que identificam a técnica da EMG. Para coleta do sinal existem basicamente duas maneira: por meio de eletrodos de superfícies e de profundidade. Os eletrodos de profundidade objetivam a captação no músculo alvo, rompendo a pele e infiltrando diretamente nas fibras desejadas (SALE *in* KOMI, 2006; KONRAD, 2005; BASMAJIAN, 1974). Por meio dos eletrodos de profundidade pode-se verificar a frequência de disparos dessas fibras. Já os eletrodos de superfície são mais largamente utilizados – devido a sua praticidade e por ser um método não invasivo. Os eletrodos de superfície capta o somatório dos potenciais de ação das fibras musculares encontradas nas suas imediações.

Com relação à metodologia empregada na coleta do sinal EMG é necessário compreender o aparato utilizado para coleta. Para tal será unicamente abordada a

EMG de superfície. Como os valores obtidos nas coletas são de pequena magnitude é necessário amplificá-los e para isso utiliza-se da amplificação diferencial (DE LUCCA, 1997; KAWANO, 2007). Assumindo o sistema de coleta com dois eletrodos para captação do sinal e um eletrodo posicionado em um local neutro (eletrodo de referência) – sistema denominado amplificação diferencial. Ou seja, os Potenciais de ação que atingem o par de eletrodos posicionados sobre a musculatura são comparados entre si e com o eletrodo de referência (terra). A validade dos valores computados está diretamente relacionado à, principalmente, metodologia empregada.

Quanto a utilização de eletrodos, pode ser utilizada de duas formas na EMG de superfície: por eletrodos passivos e ativos. Os primeiros são peças metálicas (geralmente cloreto de prata) e são fixados a pele. Já os eletrodos ativos possuem sistema de amplificação nas proximidades do ponto de fixação e geralmente são utilizados de forma bipolar (RICCIOTTI, 2006).

3.2.3. Reprodutibilidade da EMG

A eletromiografia é um método que envolve inúmeras variáveis que podem influenciar diretamente nos resultados da coleta. De Lucca (1997) estabeleceu dois grupos de fatores que influenciam no sinal coletado: os fatores extrínsecos e os intrínsecos (Quadro 1). Os extrínsecos dizem respeito aos fatores que envolvem os eletrodos e estruturas que podem ser modificadas, como a pele, os eletrodos (marca, forma, característica, posição, orientação). Já os intrínsecos são aqueles que correspondem as características fisiológicas e anatômicas do músculo. Dentre esses dois as interferências extrínsecas podem ser atenuadas. Para que os dados coletados sejam fidedignos, minimizar os *ruídos* se torna fundamental.

Quadro 1. Fatores Extrínsecos e Intrínsecos propostos por De Lucca (1997).

Extrínsecos	Intrínsecos
Tamanho e forma dos eletrodos	Número de UM ativas
Distância entre eletrodos	Tipo de Fibra Muscular
Distância do eletrodo ao ponto motor	Fluxo sangüíneo a taxa metabólica basal
Orientação dos eletrodos em relação a Fibra muscular	Diâmetro da Fibra muscular
Tratamento da pele (tricotomia e abrasão)	Conteúdo não-contrátil entre o músculo e o eletrodo

Uma vez que os fatores intrínsecos não podem ser alterados. Os procedimentos de coleta devem enfatizar todos os esforços por minimizar e padronizar as questões que influenciam na coleta de dados EMG. Desse modo, os pontos de colocação dos eletrodos são fundamentais. Um estudo (RAINOLDI *et al.*, 2000) observou a influência das alterações na morfologia muscular durante a contração na articulação do joelho em quatro ângulos distintos (75, 105, 135 e 165 graus) em condições isométricas sob três intensidades (30, 50 e 70% de CIVM). Os autores asseveram que em cada ângulo o ponto motor pode sofrer pequenas alterações na posição e que futuras investigações devem reconhecer a zona de inervação no ângulo investigado antes da colocação dos eletrodos. Assim, alterações no sinal EMG podem estar relacionados a alterações na posição do ponto motor que, por conseguinte, alteram o sinal coletado. Rainoldi *et al.* (2004) investigaram a localização do ponto motor e o sinal EMG de 13 músculos que compõem o membro inferior. Desses, seis foram classificados como francos em uniformidade do ponto motor, sendo que desses dois também eram fracos em qualidade de sinal. Um outro estudo, De Lucca (1997) propõe a utilização de estimulação elétrica para que se encontre a zona de inervação e o eletrodo deve ficar posicionado entre a junção mio-tendínea e o ponto motor. Hermens *et al.* (2000) afirmam que quando há a possibilidade de encontrar a zona de inervação, os eletrodos devem se posicionar entre essa ponto e o fim do músculo (junção mio-tendínea).

Outro fator extrínseco que influencia o sinal bruto coletado é a distância entre

eletrodos. Kollmitzer *et al.* (1999) utilizaram a distância entre eletrodos de 20 mm, bem como outros autores (GONDIN *et al.*, 2006; HÄKKINEN *et al.*, 1998; HUNTER & ENOKA, 2003; WESTAD *et al.*, 2004). Já outros autores (ALKNER *et al.*, 2000; JULIENNE *et al.*, 2007; NARICI *et al.*, 1989; MORRISH, 1999) colocaram distâncias distintas que compreendiam de 25 à 35 mm. Hermens *et al.* (2000) publicaram uma investigação oriunda de um projeto de pesquisadores europeus denominado SENIAM (*Surface EMG for a Non-invasive Assessment of Muscles*). Embora essa revisão exponha que 50 artigos (a maioria) dos 144 analisados utilizaram a distância de 20 mm entre eletrodos, a distância parece variar conforme o comprimento do músculo avaliado – músculos mais alongados tendem a possuir uma distância entre eletrodos maior.

Em muitos experimentos ocorre a necessidade da execução do “teste re-teste” para verificar os efeitos de alguma intervenção, como treinamento ou tratamento. Para tal, sempre é necessário que se repita o protocolo de testes executados na primeira vez, de maneira mais semelhante o possível, para que as possíveis diferenças possam ser atribuídas à intervenção aplicada. Assim, a recolocação dos eletrodos assume papel de central importância nessas investigações. Existem algumas técnicas que objetivam padronizar o ponto de colocação dos eletrodos. Como já citado anteriormente o projeto SENIAM procura, por meio de revisão de literatura, apontar os pontos de colocação mais utilizados nas pesquisas. Um atlas de pontos para colocação de eletrodos de profundidade também foi criado nesses objetivos (LEIS & TRAPANI, 2000). Outros autores (COLSON *et al.*, 1999; GONDIN *et al.*, 2006; HÄKKINEN *et al.*, 1998; HÄKKINEN *et al.*, 2001) utilizaram canetas de tinta permanente e tatuagens superficiais (para retroprojetor) para marcar o local onde os eletrodos foram posicionados para futura recolocação. Já Narici *et al.* (1989) utilizaram mapas para demarcar a posição onde os eletrodos foram colocados bem como marcas na pele para orientação (sinais, cicatrizes, tatuagens). Outros autores utilizaram esse método em suas investigações (FERRI *et al.*, 2003; PINTO, 2007).

Para a eletromiografia de superfície a preparação da pele no local onde os eletrodos serão colocados também é importante. Tricotomia e abrasão são os procedimentos adotados com objetivo de diminuir a impedância imposta pelos

resíduos encontrados na pele (células mortas, oleosidade, sujeira) e pelos (COLSON *et al.*, 1999; DE LUCCA, 1997; KOLLMITZER *et al.*, 1999; KONRAD, 2005; NARICI *et al.*, 1989).

Dentre os fatores intrínsecos o *crosstalk* é uma interferência que pode alterar negativamente o sinal bruto da coleta. *Crosstalk* é a captação de outros sinais além do desejado (DE LUCCA, 1997; MORRISH, 1999). Estas interferências podem ser de estruturas musculares próximas, outros tecidos e qualquer outro material que possa gerar campo elétrico suficiente para mobilizar os eletrodos. Após a coleta, uma possível alternativa para minimizar essa interferência é a utilização de filtros - por meio de *softwares*. O sinal coletado, ou sinal bruto, é submetido a um processo de filtragem específico e de grande valia pois minimiza a probabilidade de ruídos no sinal tratado. O primeiro filtro passado chama-se *notch filter*, em que os sinais coletados nas freqüências próximas de 60Hz são descartadas; outro filtro utilizado é o filtro de banda chamado “filtro passa-banda” (*bandwith*) que delimita o espectro de freqüência a uma amplitude de 10-500Hz – esses valores possuem certa variação na literatura (KAWANO, 2007; KOLLMITZER *et al.*, 1999; KONRAD, 2005; MORRISH, 1999; WESTAD *et al.*, 2004).

O sinal pode ser abordado basicamente de três formas de análise (DE LUCCA, 1997; KONRAD, 2005). A forma mais utilizada é a amplitude do sinal em relação ao tempo (figura 3 e 4). A partir desse gráfico pode-se fazer análises como verificar o valor RMS e interferência de fadiga no teste. Outra forma, é abordar o sinal digital em percentual relacionado a freqüência de ativação (figura 4). Essa forma permite a visualização de qual freqüência foi mais requisitada. Os dados obtidos podem variar devido ao tratamento nos dados e a características muscular específicas (tipo de fibra, por exemplo) (KONRAD, 2005). A terceira forma de abordagem do sinal diz respeito ao *onset*, ou seja, o período em que o músculo transita do repouso para a contração. Dessa forma é possível avaliar o tempo de condução neural (KONRAD, 2005). As formas de abordagem citadas acima serão abordadas de maneira geral – não ocorrendo o aprofundamento de nenhuma delas em especial.

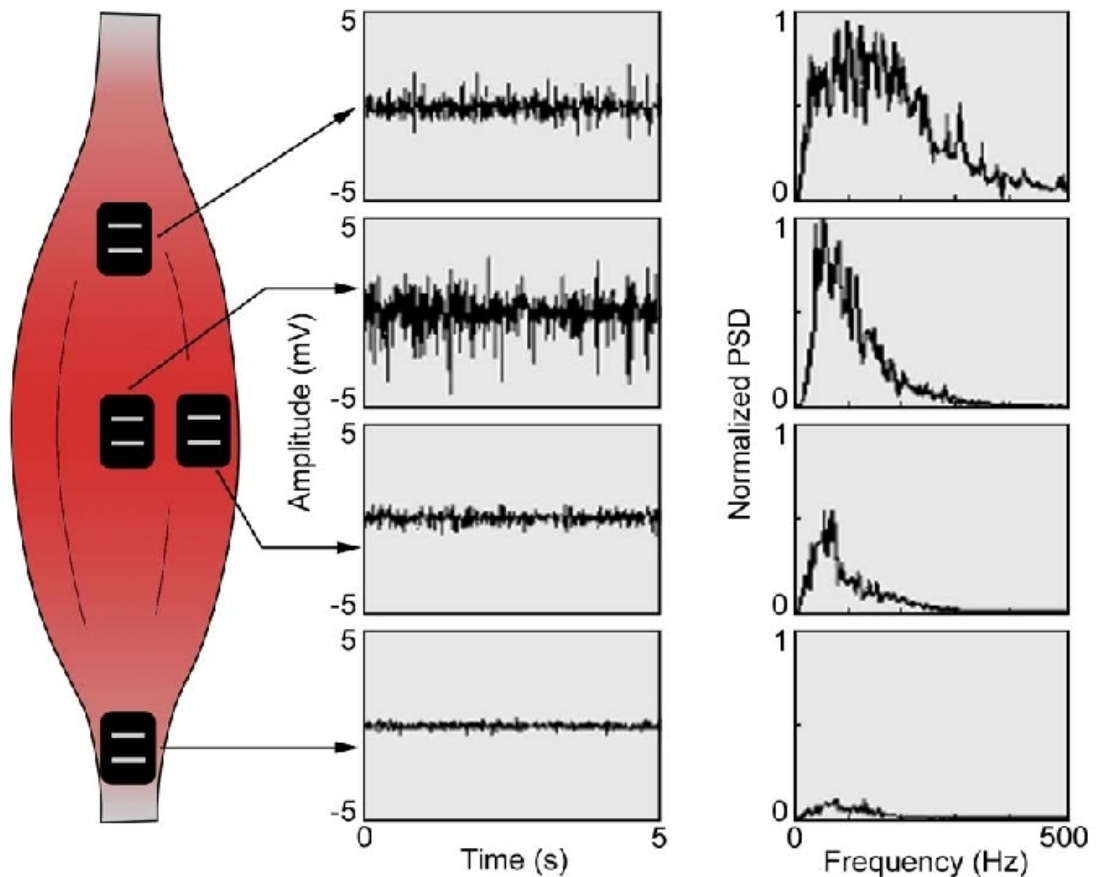


Fig. 4: Sinal bruto com eletrodos em posições diferentes. Análise espectral e em relação ao tempo. Extraído de De Lucca (1997).

Uma vez que o sinal foi obtido e tratado, passa pelo processo de quantificação da densidade do espectro de sinal coletado. As duas formas mais utilizadas para obtenção desse valor são a integral do sinal EMG (iEMG) e a raiz-quadrada da média do sinal obtido (RMS). Como os próprios nomes indicam a iEMG calcula por meio de uma integral toda a área – no espectro de frequência – preenchida por sinal EMG. A análise por RMS parece mais adequada para “polir” o sinal EMG (ARABADZHIEV *et al.*, 2009; KAWANO, 2007; KONRAD, 2005). Arabadzhiev *et al.* (2009) verificaram o tratamento do sinal bruto por meio de RMS ou iEMG – normalizados e não-normalizados. O referido estudo encontrou dados mais consistentes nas análises de RMS normalizado quando comparado ao iEMG, em condições de fadiga. Além desses, outro tratamento utilizado é a utilização do algoritmo da transformada rápida de *Fourier* (FFT) que pode gerar o valor de frequência mediana e frequência média e possui grande precisão em análises envolvendo fadiga muscular (KAWANO, 2007). A FFT promove janelamento a

tempos pré-determinados e intervalos pequenos. Outra forma de análise do sinal é a transformada *wavelet*. Essa também promove o janelamento, embora não seja em pontos pré-determinados, o que permite saber a frequência em diferentes pontos ou vice-versa (RICCIOTTI, 2006). Por serem posicionados em janelamentos previamente determinados pela transformada de *Fourier*, acaba assumindo o sinal EMG como estacionário – o que não é verdadeiro. Já a *wavelet* promove dupla localização: frequência x tempo.

O sinal EMG coletado possui grande variabilidade quando comparada a sujeitos distintos (mesmo em grupos homogêneos). A normalização é um processo de grande valia para diminuir essas diferenças e padronizar as diferenças inter-sujeitos. A normalização é a transformação em percentual dos valores coletados, baseando em uma coleta de referência do próprio sujeito (BALL & SCURR, 2010; DE LUCCA, 1997; KONRAD, 2005; LEHMAN & MCGILL, 1999). Assim, para normalização, as investigações envolvendo EMG devem identificar o ângulo de maior produção de sinal e estabelece-lo como referência. Mathiassen *et al.* (1995) verificaram, por meio de revisão, a normalização do sinal EMG para o músculos do Trapézio. Os autores sugerem seis variáveis fundamentais par normalização e salienta que todos as investigações envolvendo EMG devem citar essas variáveis e de que forma a utilizaram. Os seis itens seguem abaixo:

1. Forma de coleta dos dados;
2. Localização dos eletrodos;
3. Posição do avaliado e forma de execução dos movimentos;
4. Sobrecarga e duração da contração;
5. Processamento do sinal;
6. Número de repetições para normalização;

Muitos estudos não expões os seis tópicos abordados acima. A maioria dos estudos comenta alguns destes (os mais relevantes para o fim do estudo). Porém, a padronização desses itens são de suma importância para a reprodutibilidade do método.

4. CONSIDERAÇÕES FINAIS

A eletromiografia é um método não invasivo e capta diretamente a função muscular. Os estudos apresentados utilizaram esse método nos mais variados fins: terapias, saúde, rendimento. Entretanto muitos pontos ligados a metodologia ainda não chegaram a um padrão. O projeto SENIAM promoveu esforços em direção a padronização de questões metodológicas importantes envolvendo EMG (HERMENS *et al.*, 2000).

A eletromiografia de superfície capta o somatório dos potenciais de ação ocorridos imediatamente abaixo dos eletrodos e sofrem influência de muitos fatores. Assim, as questões apontadas por De Lucca (1997) assumem valiosa importância. As características dos eletrodos empregados, bem como sua posição e recolocação necessitam de atenção e cuidado para que os dados não sejam comprometidos. A normalização do sinal assume papel chave para a padronização do método.

Muitos estudos envolvendo EMG utilizam “teste re-teste” como desenho experimental. Para tal, a forma de recolocação dos eletrodos é ponto chave para fidedignidade do experimento. Variações no sinal estão podem estar ligadas a posição do eletrodo, e não a alterações nas estruturas neuromusculares (DE LUCCA, 1997; RAINOLDI *et al.*, 2000; RAINOLDI *et al.*, 2004). Muitas maneiras foram utilizadas para estabelecer o ponto de recolocação dos eletrodos. Häkkinen *et al.* (2001) verificaram a variação na atividade eletromiográfica após 6 meses de treinamento de força em sujeitos idosos e de meia-idade. Para marcação dos pontos onde foram recolocados os eletrodos, foram utilizadas tatuagens removíveis. Outros autores utilizaram canetas com tinta permanente (para retroprojeter) (COLSON *et al.*, 1999; GONDIN *et al.*, 2006). Um outro método empregado para marcação dos pontos para recolocação dos eletrodos foram propostos por Narici *et al.* (1989). O estudo utilizou mapas (papel acetato) para recolocação dos eletrodos. Para tal, marcava-se no mapa sinais, manchas, cicatrizes e os pontos onde ficavam os eletrodos. Outros estudos utilizaram também esse método (FERRI *et al.*, 2003; PINTO, 2007).

Em investigações que necessitam da recolocação dos eletrodos, os mapas parecem promover um modo objetivo e simples para melhor posicionamento dos eletrodos. Esse método permite que a responsabilidade sobre a posição dos eletrodos seja inteiramente dos investigadores (uma vez que os retoques nas marcas para aqueles que utilizam as canetas e tatuagens ficam de responsabilidade da amostra).

Muito importante também é o ponto de colocação dos eletrodos. É, ainda, uma questão muito divergente. Em uma revisão, Hermens *et al.* (2000) analisaram questões metodológicas envolvendo EMG, com o intuito de padronizá-las. Esse estudo compõe uma série de investigações do projeto SENIAM (já descrito). Para tal, os autores analisaram 144 artigos. Os locais foram divididos em três grandes grupos: sobre o ventre muscular (zona de maior massa aparente); algum ponto entre a zona de inervação (ponto motor) e o tendão; e no próprio ponto motor. Já Rainoldi *et al.* (2004) procuraram responder algumas questões nesse sentido. O experimento consistiu em verificar as alterações no sinal EMG relacionados à posição em que são colocados. Foram colocados de 8-16 eletrodos monopolares, em seqüência, para avaliar as possíveis diferenças em 13 músculos do membro inferior. Para tal contou com uma amostra de 10 homens saudáveis. Assim, os autores utilizaram testes de CIVM e submáximas. Também identificaram a zona de inervação de cada músculo testado. Os autores asseveraram que o melhor ponto para colocação dos eletrodos é entre a zona de inervação e o tendão. Entretanto, nem todos os músculos possuem uma zona de inervação de fácil acesso e possui certa variação inter-sujeitos.

A distância entre eletrodos é um ponto com diretas repercussões no sinal coletado. Alterações nos valores coletados podem ser atribuídos à função neuromuscular, embora, a alteração da distância inter-eletrodos seja a responsável (RAINOLDI *et al.*, 2004). Entretanto, uma larga variedade de distâncias empregadas é encontrada (HERMENS *et al.*, 2000). Os valores mais utilizados nos artigos analisados foi 20 mm de afastamento centro-a-centro. Entretanto, propõem que a distância não deve superar um quarto do comprimento muscular. Hermens *et al.* (2000) em sua revisão observaram que avaliações em músculos maiores tenderam a apresentar distâncias inter-eletrodos maiores.

Após a coleta dos dados, são necessários procedimentos importantes para o

tratamento do sinal bruto. Assim, o tratamento do sinal objetiva diminuir as interferências geradas no sinal (DE LUCCA, 1997). Os filtros passa banda são muito utilizados para esse fim. Porém, os artigos não seguem um valor padronizado. Os artigos apresentam grande variação na amplitude do filtro passa banda. Segue abaixo alguns artigos que utilizaram EMG de superfície e os valores utilizados para o filtro passa banda:

- De Lucca (1997): 20-500 Hz;
- Kollmitzer *et al.* (1999): 15-300 Hz;
- Lehman & McGill (1999): 20-500 Hz;
- Rainoldi *et al.* (2000): 10-400 Hz;
- Rainoldi *et al.* (2004): 10-450 Hz;
- Kawano (2007): 20-450 Hz;
- Callaghan *et al.* (2009): 8-500 Hz.

Pode-se verificar grande variação nos valores utilizados nos dados acima expostos. Para futuras elucubrações, mais investigações são necessárias para verificar a interferência dos valores empregados nos filtros com intuito melhor filtragem do sinal EMG. Quanto a forma de análise desse sinal tratado Soderberg & Knutson (2000) afirmam que RMS é um potente método para otimizar o sinal EMG. Essa técnica é muito utilizada para amenização dos ruídos encontrados (ARABADZHIEV *et al.*, 2009; KONRAD, 2005).

Uma vez que os dados são filtrados encontra-se uma próxima barreira: a grande variabilidade inter-sujeitos. Uma solução adotada para evitar interpretações de dados equivocadas é a normalização do sinal EMG (BALL & SCURR, 2010; DE LUCCA, 1997; KONRAD, 2005; LEHMAN & MCGILL, 1999; MATHIASSEN *et al.*, 1995). Embora, alguns autores a apontem como uma série de procedimentos (LEHMAN & MCGILL, 1999; MATHIASSEN *et al.*, 1995), basicamente esse processo altera os valores de *milivolt* para percentual. Essa técnica relativiza os resultados objetivando suprimir as variações inter-sujeitos (BALL & SCURR, 2010).

Assim, a EMG é uma técnica de grande importância para avaliação da função neuromuscular em suas mais variadas aplicações. A EMG de superfície é um método não-invasivo e de acesso direto, possibilita uma grande gama de

informações. Entretanto, a padronização do método é um ponto de central importância.

5. REFERÊNCIAS

1. ALKNER, B.A; TESCH, P.A; BERG, H. E. Quadriceps EMG/Force relationship in knee extention and leg press. **Medicine & Science in Sports & Exercise**. Vol. 32, No. 2, pp. 459-463, 2000;
2. ARABADZHIEV, T. I; DIMITROV, V. G; DIMITROVA, N. A; DIMITROV, G. V. Interpretation of EMG integral or RMS and estimates of “neuromuscular efficiency” can be misleading in fatiguing contraction . **Journal of Electromyography and Kinesiology**. *In press*, 2009;
3. ÅSTRAND, P.O *et al.* **Tratado de Fisiologia do Trabalho**: bases fisiológicas do exercício. 4ª Edição. Porto Alegre: Artmed, 2006;
4. BALL, N; SCURR, J. An assessment of the reliability and standardisation of tests used to elicit reference muscular actions for electromyographical normalisation . **Journal of Electromyography and Kinesiology**. Vol. 20, pp. 81-88, 2010;
5. BASMAJIAN, J.V. Electromyography Comes of Age. **Science**. Vol. 176, pp. 603-608, 1972;
6. BASMAJIAN, J. V. **Muscles Alive**. 3ª Edição. Baltimore: Williams & Wilkins, 1974;
7. BERNE, R.M *et al.* **Fisiologia**. 5ª Edição. Rio de Janeiro: Elsevier, 2004;
8. BOLGLA, L. A; MALONE, T. R; UMBERGER, B. R; UHL, T. L. Reliability of electromyographic methods used for assessing hip and knee neuromuscular

- activity in females diagnosed with patellofemoral pain syndrome . **Journal of Electromyography and Kinesiology**. *In press*, 2008;
9. CALLAGHAN, M. J; MCCARTHY, C. J; OLDHAM, J. A. The reliability of surface electromyography to assess quadriceps fatigue during multi joint tasks in healthy and painful knees . **Journal of Electromyography and Kinesiology**. Vol. 19, pp. 172–180, 2009;
 10. CARDONE, C; MENEGASSI, Z; EMIGDYO, R. Isokinetic assessment of muscle strength following anterior cruciate ligament reconstruction. **Isokinetics and Exercise Science**. Vol. 12, pp. 173-177, 2004;
 11. CINGOLANI, H. E; HOUSSAY, A. B. **Fisiologia Humana de Houssay**. 7ª Edição. Porto Alegre: Artmed, 2004;
 12. COLSON, S; POUSSON, M; MARTIN, A; VAN HOECKE, J. Isokinetic elbow flexion and coactivation following eccentric training. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. Vol. 9, pp. 13-20, 1999;
 13. CORREIA, P. P; MIL-HOMENS, P. **A eletromiografia no estudo do movimento humano**. Cruz Quebrada: Faculdade de Motricidade Humana, 2004;
 14. CRAM, J. R. The History of Surface Electromyography. **Applied Psychophysiology and Biofeedback**. Vol. 28, No. 2, pp. 81-91, 2003;
 15. DE LUCCA, C. J. The use of Surface Electromyography in Biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**. (1997), Vol. 13, No. 2, pp. 135-163;
 16. DE LUCCA, C. J; ADAM, A; WOTIZ, R; GILMORE, D; NAWAB, H. Decomposition of Surface EMG Signals. **Journal of Neurophysiology**. Vol. 96, pp. 1646-1657, 2006;

17. FERRI, A; SCAGLIONI, G; POUSSON, M; CAPODAGLIO, P; VAN HOECKE, J; NARICI, M. V. Strength and power changes of the human plantar flexors and knee extensors in response to resistance training in old age . **Acta Physiologica Scandinavica**. Vol. 177, pp. 69-78, 2003;
18. FRONTERA, W.R; DAWSON, D. M; SLOVIK, D. M. **Exercício Físico e Reabilitação**. Porto Alegre: Artmed, 2001;
19. GABRIEL, D.A; KAMEN, G; FROST, G. Neural Adaptations to Resistive Exercise: Mechanisms and Recommendations for Training Practices. **Sports Medicine**. Vol. 36, No. 2, pp. 133-149, 2006;
20. GARDNER, P; DAI, Y; HECKMAN, C.J. Effects of exercise training on α -motoneurons. **Journal of Applied Physiology**. Vol. 101, pp. 1228–1236, 2006;
21. GONDIN, J; GUETE, M; BALLAY, Y; MARTIN, A. Neural and muscular changes to detraining after electrostimulation training. **European Journal of Applied Physiology**. Vol. 97, pp. 165-173, 2006;
22. GROSSE, P; M.J. CASSIDY; P. BROWN. EEG-EMG, MEG-EMG and EMG-EMG frequency analysis: physiological principles and clinical applications. **Clinical Neurophysiology**. Vol. 113, pp. 1523-1531, 2002;
23. HÄKKINEN, K; KALLINEN, M; IZQUIERDO, M; JOKELAINEN, K; LASSILA, H; MALKIA, E; KRAEMER, W. J; NEWTON, R. U; ALLEN, M. Changes in agonist-antagonist EMG, muscle CSA, and force during strength training in middle-aged and older people . **Journal of Applied Physiology**. Vol. 84, pp. 1341-1349, 1998;
24. HÄKKINEN, K; ALLEN, M; KALLINEN, M; NEWTON, R.U; KRAEMER, W.J.

- Neuromuscular adaptation during prolonged strength training, detraining and re-strength-training in middle-aged and elderly people. **European Journal of Applied Physiology**. Vol. 83, pp. 51-62, 2000;
25. HÄKKINEN, K; KRAEMER, W. J; NEWTON, R. U; ALEN, M. Changes in electromyographic activity, muscle fibre and force production characteristics during heavy resistance/power strength training in middle-aged and older men and women. **Acta Physiologica Scandinavica**. Vol. 171, pp. 51-62, 2001;
26. HAN, J.J; CARTER, G.T; WEISS, M.D; SHEKAR, C; KORNEGAY, J.N. Using Electromyography to Assess Function in Humans and Animal Models of Muscular Dystrophy. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**. Vol. 16, pp. 981-997, 2005;
27. HERMENS, H. J; FRERIKE, B; DISSELHORST-KLUG, C; RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures . **Journal of Electromyography and Kinesiology**. Vol. 10, pp. 361-374, 2000;
28. HUNTER, S; ENOKA, R. Changes in muscle activation can prolong the endurance time of a submaximal isometric contraction in humans . **Journal of Applied Physiology**. Vol. 94, pp. 108-118, 2003;
29. JULIENNE, R; GAUTHIER, A; MOUSSAY, S; DAVENNE, D. Isokinetic and electromyographic study of internal and external rotator muscles of tennis player . **Isokinetics and Exercise Science** . Vol. 15, pp. 173-182, 2007;
30. KALMAR, J.M.; CAFARELLI, E. Central excitability does not limit post fatigue voluntary activation of quadriceps femoris. **Journal Applied Physiology**. Vol. 100, pp. 1757–1764, 2006;
31. KAWANO, M. M. **Comparação e Análise discriminante da Fadiga**

- Eletromiográfica dos Músculos Para-espinhais durante a Extensão de Tronco de indivíduos com e sem Dor Lombar na posição sentada.** 2007. 65 f. Dissertação (Mestrado) – Curso de Educação Física, Departamento de Educação Física e Esporte, UEL, Londrina, 2007;
32. KELLIS, E; KATIS, A. Quantification of Functional Knee Flexor to Extensor Moment Ratio Using Isokinetics and Electromyography. **Journal of Athletic Training**. Vol. 42, No. 4, pp. 477-485, 2007;
33. KOMI, P.V. **Força e Potência no Esporte**. 2ª Edição. Porto Alegre: Artmed, 2006;
34. KONRAD, P. **The ABC of EMG**. A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. Versão 1.0, de 2005. Disponível em <www.noraxon.com/emg/emg.php3> acessado em 20 de maio de 2009;
35. KONISHI, Y; FUKUBAYASHI, T; TAKESHITA. Mechanism of quadriceps femoris muscle weakness in patients with anterior cruciate ligament reconstruction. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**. Vol. 12, pp. 371-375, 2002;
36. LEIS, A. A; TRAPANI, V. C. **Atlas of Electromyography**. Oxford: Oxford University Press, 2000;
37. LEHMAN, G. J; MCGILL, S. M. The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: a proof of principle. **Journal of Manipulative & Physiological Therapeutics** . Vol.22, pp. 444-446, 1999;
38. MATHIASSEN, S. E; WINKE, J; HÄGG, G. M. Normalization of Surface EMG Amplitude from the Upper Trapezius Muscle in Ergonomic Studies - A Review . **Journal of Electromyography and Kinesiology**. Vol. 5, pp. 197-226, 1995;

39. MERLETTI, R; PARKER, P.A. **Electromyography**: Physiology, Engineering and Noninvasive Applications. New Jersey: John Wiley & Sons, 2004;
40. MORRISH, G. Surface Electromyography: Methods of Analysis, Reliability, and Main Applications. **Clinical Reviews**. (1999), Vol. 11, pp. 171-205;
41. MUJICA, I; PADILLA, S. Muscular characteristics of detraining in humans. **Medicine & Science in Sports & Exercise**. Vol. 33, No. 8, pp. 1297-1303, 2001;
42. NARICI, M.V; ROI, G.S; LANDONI, L; MINETTI, A.E; CERRETELLI, P. Changes in force, cross-sectional area and neural activation during strength training and detraining of human quadriceps. **European Journal of Applied Physiology**. Vol. 59, pp. 310-319, 1989;
43. OKUNO, E; CALDAS, I.L; CHOW, C. **Física para Ciências Biomédicas**. São Paulo: Harper of Row, 1982;
44. PINTO, R. S. **Adaptações Metabólicas, Cardiorrespiratórias, Neuromusculares e na Composição Corporal de Mulheres pré-menopáusicas e com excesso de peso em resposta ao Treino Físico sistemático**. 2007. Tese (doutorado) – Faculdade de Motricidade Humana, Universidade Técnica de Lisboa, FMH, Lisboa, 2007;
45. RAINOLDI, A; NAZZARRO, M; MERLETTI, R; FARINA, D; CARUSO, I; GAUDENTE, S. Geometrical factors in surface EMG of the vastus medialis and lateralis muscles . **Journal of Electromyography and Kinesiology**. Vol. 10, pp. 327–336, 2000;
46. RAINOLDI, A; MELCHIORRI, G; CARUSO, I. A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. **Journal of**

- Neuroscience Methods**. Vol. 134, pp. 37–43, 2004;
47. RASH, P. J; BURKE, R. K. **Cinesiologia e Anatomia Aplicada**. 5ª Edição. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1977;
48. RICCIOTTI, A. C. D. **Utilização de Wavelets no Processamento de Sinais EMG**. 2006. Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica . Uberlândia, 2006;
49. SILBERNAGL, S; DESPOPOULOS, A. **Fisiologia: Texto e Atlas**. 5ª Edição. Porto Alegre: Artmed, 2003;
50. SODERBERG, G. L; KNUTSON, L. M. A Guide for Use and Interpretation of Kinesiologic Electromyographic Data. **Physical Therapy**. Vol. 80, No. 5, 2000;
51. WEINECK, J. **Treinamento Ideal**. 9ª Edição. Barueri: Manole, 2003;
52. WESTAD, C; MORK, P. J; WESTGAARD, R. H. Firing patterns of low-threshold trapezius motor units in feedback-controlled contractions and vocational motor activities . **Experimental Brain Research**. Vol. 158, pp. 465-473, 2004;