MÓDULO 4: A avaliação das propriedades musculares em relação ao desporto

Neste módulo, vamos abordar dois tipos de avaliação que têm uma relação direta com o músculo. Por um lado, a eletromiografia de superfície (EMGS) fornece informações sobre o comportamento muscular, tanto em ações estáticas quanto dinâmicas. A sua característica mais funcional e importante é que nos permite estudar como e de que forma os músculos sequenciam a sua relação entre si quando realizam qualquer tipo de ação, mesmo em intensidades máximas, ou quando se mantem uma postura. Por esse motivo, é uma ferramenta fundamental na análise biomecânica relacionada com o controlo e coordenação neuromuscular, embora analisaremos as limitações que, nesse sentido, são lhe atribuídas.

Por outro lado, a tensiomiografia fornece-nos informações das características mecânicas do músculo e da sua capacidade contráctil. É um tipo passivo de avaliação, pois, durante a sua realização, o indivíduo está em repouso e em posição estável (condição necessária para realização deste estudo).

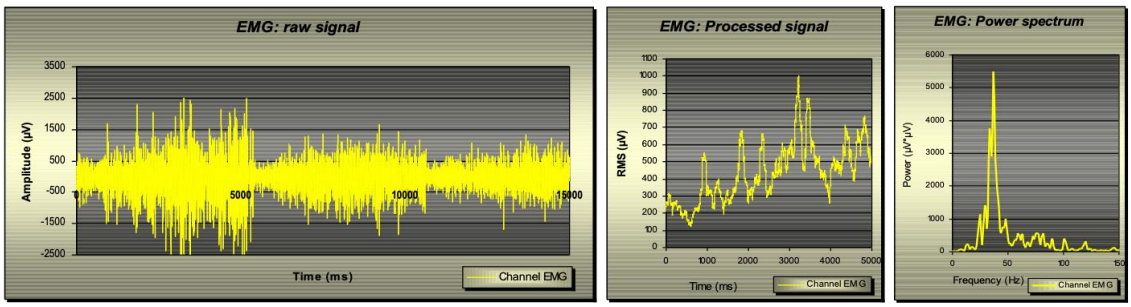
Essas avaliações não são invasivas, pretendem estudar o músculo, têm uma relação indireta com o desenvolvimento da força e podem ser complementadas pelo tipo de informação que oferecem.

4.1 A eletromiografia de superfície

A EMGS, também conhecida como eletromiografia cinesiológica (Soderberg e Knutson, 2000), permite obter o sinal elétrico do músculo ao realizar uma ação em movimento. A necessidade de estudar como diferentes músculos interagem num movimento já foi captada pelo professor John V. Basmajian (1976), que relacionou essa possibilidade metodológica com o estudo da coordenação neuromuscular.

O funcionamento da EMGS consiste na captura da atividade elétrica muscular que ocorre na contração. Isso é possível porque, quando o neurónio motor ativa quimicamente a fibra muscular na sua junção neuromuscular, é produzida uma carga elétrica que é enviada pelas diferentes miofibrilas e que permite a contração dos sarcómeros. O campo eletromagnético que é criado como resultado desse facto é usado para encontrar atividade muscular (Basmajian & De Luca, 1985). A extensão deste sinal através dos tecidos permite que este seja obtido no nível cutâneo. É um sinal de pouca magnitude, medido em mv ou μV (Cram e Kasman, 1998) e que será formado pela superposição de sequências de atividade do conjunto de potenciais de ação das diferentes UM (MUAPTs) que são ativadas e registadas pelo sistema (Kippers, 1999, Cram & Kasman, 1998, de Luca, 1984). O processamento desta informação bruta permitirá tratar mais facilmente o sinal obtido e estudar os parâmetros de potência e frequência (Figura 1).

Figura 1: Sinal bruto, processamento do mesmo e exposição do espetro de frequência do sinal gerado



Fonte: elaboração própria.

Através deste mecanismo de funcionamento, a EMGS fornece-nos uma representação de toda a atividade de um músculo, enquanto aquela que se conhece como eletromiografia intramuscular (comummente usada como avaliação clínica) dará informações sobre uma parte muito específica do músculo (Christensen, Sogaard, Jensen, Finsen e Sjogaard, 1995) e pode usar-se em estudos biomecânicos. O professor de Luca (1997) explicou as três aplicações fundamentais da EMGS:

- Determinar a *temporização* da ativação da diferente musculatura que intervém numa ação.
- Fazer uma estimativa qualitativa da força muscular.
- Obter dados quantitativos da intensidade com que um músculo atinge a fadiga, estudando as frequências dos sinais recolhidos.

Se refletirmos minimamente sobre as possibilidades da eletromiografia, seremos capazes de perceber o grande potencial de informação que esse tipo de análise possui, pois fornece-nos conhecimento sobre a musculatura de forma individualizada e isso irá permitir-nos relacionar os dados resultantes na chave coordenadora do movimento. Apesar dessas possibilidades, a EMGS possui uma série de limitações do ponto de vista metodológico, como as características dos instrumentos utilizados, o possível *crosstalk* existente num registo (atividade muscular adjacente àquela que realmente queremos avaliar) (Cram e Kasman, 1998) e os problemas produzidos na avaliação de ações dinâmicas.

Um aspeto importante é a normalização do sinal eletromiográfico. Burden (2010) identifica a realização da CVM isométrica (CVMI) como um método válido de normalização desse sinal, ou seja, o valor de referência sobre o qual todas as medidas realizadas podem ser representadas em percentagens do mesmo (Figura 2). Atualmente, este método apresenta boa reprodutibilidade, tal como a ação isométrica submáxima, embora esta última seja menos utilizada. A normalização do sinal é necessária para fazer comparações entre diferentes medições, indivíduos e estudos. Existe outra metodologia de padronização para o sinal, como o autor apresenta nesta análise, mas o parâmetro mais utilizado é a CVMI.

Figura 2: Posição para adquirir uma contração isométrica voluntária máxima (CVMI) da musculatura isquiossural através de uma resistência manual oferecida pelo avaliador

Fonte: Romero Rodríguez, 2003, p. 101.

4.1.1 O estudo da amplitude eletromiográfica e a sua relação com a força muscular

A amplitude eletromiográfica é estudada através do parâmetro eletromiográfico integrado (iEMG), que é definido pela área sob a curva do sinal eletromiográfico retificado. Este parâmetro fornece-nos informações sobre o valor absoluto do sinal bruto que é obtido. Para dar um significado físico maior à avaliação da amplitude eletromiográfica, a chamada *root mean square* (RMS) é geralmente utilizada, o que representa a potência do sinal (De Luca, 1997). Em Cram & Kasman (1998) podemos ler como esse valor é calculado.

Os parâmetros de amplitude dão uma ideia do esforço muscular que se desenvolve numa ação, embora não haja proporcionalidade total entre o sinal eletromiográfico e a força muscular (Clarys, 2000, Vilarroya, Marco & Moros, 1997). Isto deve-se ao facto de que o sinal elétrico detetado depende da concentração iónica existente no músculo estudado (Massó et al, 2010). Por outro lado, a produção de força depende também do comprimento a que o músculo é ativado e isso ocorre, embora em proporção diferente, tanto em ações estáticas quanto dinâmicas (De Luca, 1997).

Esta relação é estudada há vários anos, uma vez que Viitasalo & Komi (1977) argumentaram que era real em ações de velocidade constante e em registos isométricos, embora, no último caso, essa relação só fosse estabelecida até que a carga desenvolvida correspondesse a 70% da CVMI e, a partir dessa intensidade, a relação foi perdida. Nessa linha, De Luca (1997) aumenta essa correlação para 80% da CVMI, de modo que incide mais na interpretação qualitativa da taxa de ativação da força-EMGS do que em um parâmetro quantitativo.

Em relação às ações dinâmicas, deve ser exercida extrema cautela na análise realizada. Carius, Kugler, Kuhwald & Wollny (2015) analisaram as ações em movimento e registaram boa fiabilidade no sinal de amplitude eletromiográfica, com um coeficiente de correlação intraclasse (ICC) maior em comparação com o sinal de

frequência registado. Isto foi observado nas ações de flexo-extensão do cotovelo no bíceps braquial, braquiorradial e vasto lateral do tríceps braquial.

Estes dados foram registados na análise comparativa de pessoa para pessoa. Por outro lado, quando a análise foi feita série a série, os resultados de fiabilidade não foram bons. Como é explicado pelos autores mencionados, a diferença no coeficiente de variação (CV) entre os três músculos pode ser causada pelas diferenças anatómicas entre si, tal como a quantidade de tecido subcutâneo, a diferente quantidade de movimento entre os elétrodos e fibras musculares ativas, a diferença na proporção do tipo existente de fibras e a diferença na quantidade de *cross-talk* (contaminação por sinais musculares adjacentes) existente. O tema três desta unidade é dedicado à limitação apresentada pela EMGS no estudo das ações dinâmicas.

4.1.2 Análise dos parâmetros de frequência do sinal eletromiográfico e da sua relação com força e potência muscular

Os parâmetros de frequência do sinal foram descritos há algum tempo: a MF (mediana da frequência), a MPF (média da frequência) e a moda da frequência (frequência do pico do espetro) (De Luca, 1984). Esses parâmetros foram linearmente relacionados com a velocidade de condução das fibras musculares (Stulen e De Luca, 1981). É importante ter em conta, para avaliar a maturidade com que se trabalhou a EMGS do ponto de vista metodológico, que alguns estudos, tais como os de Petrofsly, Glaser, Philips, Lind & Williams (1982) e Viitasalo & Komi (1977) optaram pelo uso da MPF no estudo da fadiga muscular, pois, segundo eles, esse parâmetro é menos sensível à modificação da força. A esse respeito, Daanen, Mazure, Holewijn & Van der Velde (1990) obtiveram boa reprodutibilidade (0,97) dos mesmos nos bíceps braquiais em ações isométricas submáximas em diferentes medições do mesmo indivíduo (a variabilidade entre os indivíduos foi importante, facto que impediu de se falar de um comportamento generalizado de frequências em relação a um músculo).

Anteriormente, Viitasalo & Komi (1975) calcularam uma faixa de reprodutibilidade do *teste-reteste* da MPF entre 0,77 e 0,88. Pelo contrário, De Luca (1997) afirmou porque é que o uso da MF é melhor, quando se argumenta que é menos sensível ao ruído e mais sensível aos fatores bioquímicos e fisiológicos que ocorrem no nível muscular em ações isométricas (ver figura 3). Apesar desses diferentes argumentos, devemos saber que estes são dois parâmetros válidos a nível metodológico, mesmo em pacientes com algum tipo de disfunção, como a dor lombar (Roy, De Luca & Casavant, 1989).

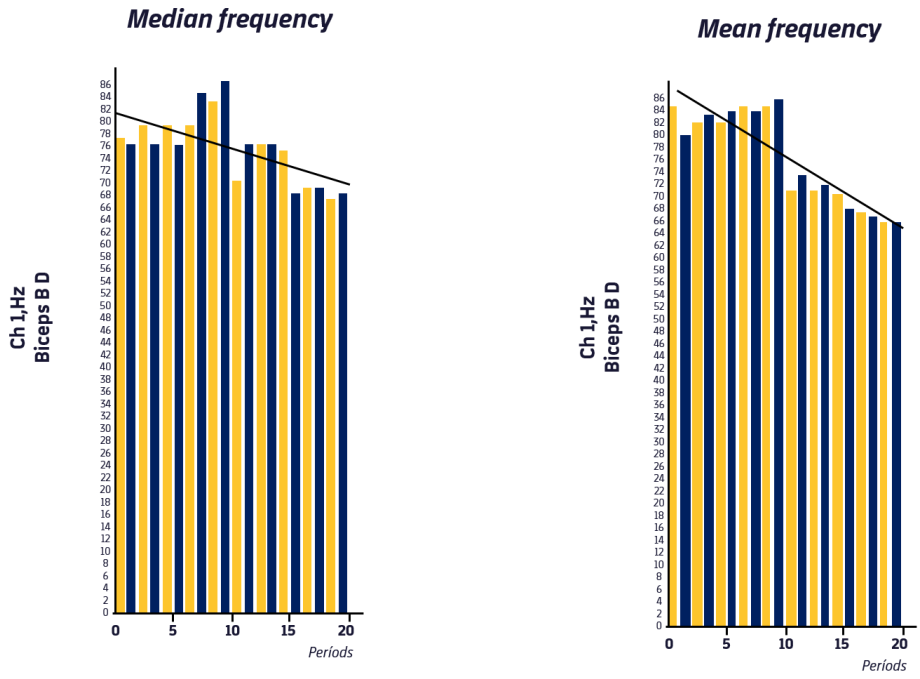
Devido à possibilidade de calcular a frequência do sinal, é possível construir o espetro de frequência que é produzido numa determinada ação. O estudo deste espetro é importante porque nos oferece informações de todas as frequências com as quais as unidades motoras registadas num movimento atuaram e permite-nos estudar a potência elétrica de cada uma das frequências (De Luca, 1997; Vilarroya et al., 1997).

No cálculo das frequências, foram utilizados diferentes algoritmos. Normalmente, a Transformada Rápida de Fourier (FFT) tem sido aplicada, embora Potvin & Bent (1997) já tivessem explicado que, como a natureza dinâmica de uma ação causa uma afetação do sinal estacionário eletromiográfico, este tipo de algoritmo apresenta muitas limitações nos estudos dinâmicos. Por esse motivo, Roy, Bonato & Knaflitz (1998) defendem o uso desse método apenas quando o comportamento não-estacionário do sinal é muito lento.

Existem estudos anteriores que apoiaram o uso da FFT em ações dinâmicas (Shankar, Gander & Brandell, 1989, Sakamaoto, Usui, Hayami & Ohkoshi, 1982), mas, posteriormente, a transformada Wavelet foi aplicada, para expressar um espetro de frequências mais verdadeiro num sinal dinâmico, tal como foi estudado durante anos em ações isocinéticas de máxima intensidade (Xiao & Leung, 1997), em ações isométricas dos extensores de coluna (Pope et al., 2000) e como o seu uso é suportado também em ações breves com sinais não-estacionários (Karlsson & Gerdle, 2001).

Neste módulo vamos debruçar-nos sobre estudos relacionados com a transformada Wavelet em ações dinâmicas. Ainda em relação ao estudo de frequências, outros autores aplicaram a transformada da classe de Cohen (Bonato et al., 2001; Roy et al., 1998).

Figura 3: Construção da progressão dos parâmetros de frequência (MF e MPF) em registos sucessivos de tensão isométrica dos bíceps braquiais (série de 10 segundos)

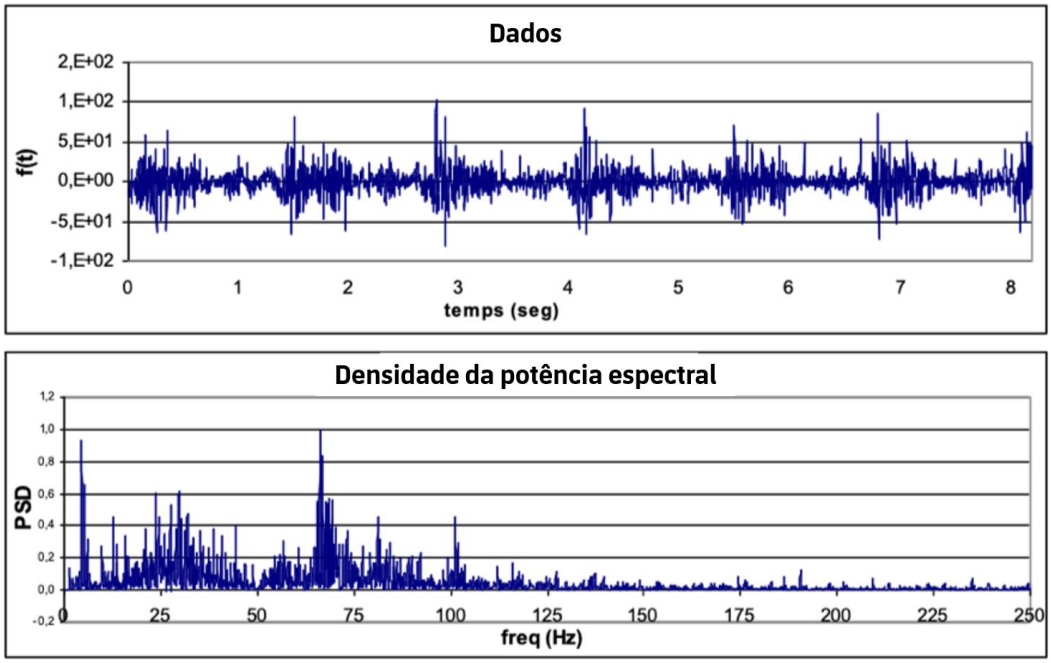


Fonte: elaboração própria.

Na figura apresentada pode ver-se como ambos os parâmetros mostram uma diminuição na frequência, à medida que as séries progrediam. O registo da EMGS corresponde aos bíceps braquiais.

Apesar das dificuldades de análise descritas, é necessário considerar o estudo do espetro de frequências (Figura 4) em relação à diminuição da força e ao aparecimento de fadiga muscular, uma vez que as evidências científicas revelam a utilidade da mesma, assim como De Luca (1997) referia. Do ponto de vista da interpretação do espetro de frequências, é importante destacar a base desta análise, que indica que, antes do início da fadiga por um esforço prolongado, se obtém uma variação do espetro que consiste no deslocamento do sinal à esquerda (frequências mais baixas), quando comparado com estados frescos de não-fadiga (Massó et al., 2010).

Figura 4: Sinal eletromiográfico (imagem superior) e geração do espetro de frequência do mesmo através da FFT (imagem inferior)



Fonte: Romero Rodríguez, 2003, p. 98.

Vestergaard-Poulsen, Thomsen & Sinkjaer (1995) descreveram as mudanças no espetro de frequência da EMGS e a sua relação com a acumulação de protões e lactato no tibial anterior. Isto foi feito com a intenção de relacionar o metabolismo com o recrutamento de UM, uma vez que as alterações na amplitude e frequência são identificadas como alterações no recrutamento de UMs. Apesar dessa hipótese, corroborada pela literatura anterior, os autores não registaram tal relação (como também ocorreu no trabalho de Ament, Bonga, Hof & Verkerke, 1993), e argumentaram que a mudança nas frequências obtidas foi devido à alteração no mecanismo de excitação-contração (EC), possivelmente devido a uma diminuição na velocidade de propagação do impulso sobre as fibras musculares (redução da libertação de cálcio do retículo sarcoplasmático e redução da sensibilidade do cálcio pelas miofibrilas). Este facto é corroborado pela evidência de que a frequência eletromiográfica não pode ser alterada pelo pH ou pela acumulação de lactato, uma vez que esses dois fatores permanecem alterados enquanto a frequência tem uma recuperação praticamente imediata.

Sabe-se que, no estudo das ações dinâmicas fatigantes, as variáveis de frequência eletromiográfica apresentam uma informação mais estável em relação aos parâmetros de amplitude. Larson et al. (1999) realizaram repetidas aquisições em dias diferentes da MPF e RMS EMG em ações isocinéticas máximas de extensão do joelho e encontraram boa reprodutibilidade nos três parâmetros. Numa concepção muito semelhante, Gerdle, Larsson e Karlsson (2000) analisaram a reprodutibilidade dessas variáveis no VL, VM e RF do quadríceps e encontraram uma maior correlação da MF do que de RMS em relação ao pico máximo isocinético.

Estes resultados suportam o uso preferencial dos parâmetros de frequência na medição eletromiográfica de ações dinâmicas. Também em ações em movimento, mas neste caso no gesto de pedalar, Gamet, Duchêne e Goubel (1996) estudaram a reprodutibilidade da MPF de RF através da EMGS e puderam ver uma boa

reprodutibilidade no mesmo indivíduo, o que sugere que a cinética da MPF pode caracterizar um indivíduo num dado momento (isso também é suportado por Larson et al, 1999). Este último estudo também manifesta o uso de parâmetros de frequência e é realizado numa ação cíclica, o que facilita a aplicação da eletromiografia numa situação mais estável em comparação com um movimento mais complexo.

Existem diferentes trabalhos em ações dinâmicas que explicam como os parâmetros de frequência do sinal eletromiográfico são mais dependentes da força aplicada e do comprimento muscular, mas não tanto da velocidade de execução (Shankar et al., 1989). Isso também foi registado por Christensen et al. (1995) ao ver que a MPF do espetro de frequência depende do comprimento do músculo (e, portanto, do ângulo articular). Para validar os estudos usando parâmetros de frequência, Öber, Sandsjö & Kadefors (1992) argumentaram que somente quando a diminuição da MPF excede 8% do seu valor inicial, se pode dizer com segurança que existe fadiga muscular localizada.

4.1.3 Estudo eletromiográfico da coordenação intermuscular em relação ao desporto

A EMGS, dadas as suas propriedades, tradicionalmente apresenta o problema de como interpretar os dados recolhidos em ações dinâmicas, uma vez que os elétrodos que captam a atividade muscular estão localizados na pele e, abaixo, encontram-se os músculos em constantes ações com movimento, o que faz com que o sinal não garanta o estudo contínuo da atividade elétrica de determinadas unidades motoras. Por esse motivo, a relação das diferentes variáveis da EMGS, como RMS, MPF e MF, em ações dinâmicas de fadiga é questionada por diferentes investigadores com base na variação no comprimento e força muscular que ocorre durante registos (Öberg, Sandsjö & Kadefors, 1990; De Luca, 1984).

Isto levou a informações obtidas a partir do estudo de ações isométricas, tanto da amplitude do sinal como da sua frequência (Potvin e Bent, 1997, Bigland-Ritchie, Cafarelli & Vollestad, 1986, Moritani, Nagata & Mauro, 1982). Para conseguir um sinal mais estático do que o causado pela própria ação dinâmica, é necessário conseguir uma boa estabilização dos elétrodos, mas a realização do próprio movimento será a que causará a captação de diferentes UM (Clarys, 2000; Roy; et al., 1998).

O modo pelo qual essa limitação pode ser controlada de alguma forma é a de levar a ativação do músculo a características próximas da isometria, mas isso reduz a funcionalidade à medição se quisermos realizar estudos relacionados com a análise biomecânica de uma ação. Para minorar essa situação, De Luca (1997) apresenta a ideia de analisar janelas limitadas de movimento, extrapolar os resultados obtidos e, além disso, propõe repetir a ação que queremos avaliar de forma cíclica, desta forma podem ser avaliadas as mesmas faixas de movimentos de diferentes repetições de uma ação, o que proporcionará maior estabilidade à medição.

Ainda hoje é possível afirmar que há poucas evidências para validar o uso irrestrito da EMGS em ações dinâmicas, apesar do grande número de estudos realizados nesse tipo de ações. Anos atrás, Ament et al. (1993) foram capazes de comparar as alterações eletromiográficas do gastrocnémio e sóleo em ações de fadiga estática (flexão plantar) e dinâmica (corrida de escalada em passadeira). Esses autores registaram como a MPF foi significativamente maior nas ações isométricas nos diferentes músculos estudados (entre 30 e 40Hz a mais do que no exercício dinâmico), e que, embora as alterações da MPF induzidas pela fadiga tenham sido semelhantes para os

dois tipos de ações no gastrocnémio, foram maiores no sóleo durante as ações dinâmicas. É importante notar que a diminuição da frequência eletromiográfica é muito maior quando se mede ações fatigantes do que a registada na velocidade de condução. Durante as tarefas isométricas fatigantes, um aumento no sinal eletromiográfico e uma diminuição na MPF ou MF podem ser vistas claramente, embora essa dinâmica seja questionada quando as medições são feitas em movimento.

Nesta linha, Hug (2011) expõe uma ideia que permanece em vigor: a discussão que existe em torno das limitações que a EMGS apresenta quando é utilizada para avaliar a coordenação muscular. Isto é, se as estratégias de controlo neural relacionadas com o movimento podem ser estudadas a partir da EMGS. Como se pode deduzir deste artigo, a interpretação dos dados eletromiográficos deve ser feita com cautela, pois os dados denotam uma alta variabilidade entre os indivíduos. Apesar disso, o autor explica que a variabilidade descrita também pode dever-se a aspetos como a existência de *crosstalk*, à colocação de elétrodos em diferentes áreas e ao tipo de processamento de sinais, aspetos que já mencionámos anteriormente. Além disso, devemos ter em mente que a variabilidade entre os indivíduos não deve ser um problema, quando o sinal é normalizado e também que os padrões de sequenciamento e intensidade da ativação na mesma ação irão variar entre os indivíduos devido às diferentes características e capacidades dos mesmos. Dessa forma, e apesar de estudos como os que expõem a dificuldade de analisar a EMGS em ações dinâmicas, a verdade é que essa ferramenta, como dissemos, tem uma grande presença no estudo da biomecânica de diferentes tipos de ações, tanto estáticas quanto dinâmicas.

Valentin & Zsoldos (2016) explicam que a EMGS é atualmente utilizada em diferentes áreas de trabalho, como a clínica (existência de lesões), o estudo de tarefas funcionais numa população saudável e a análise de tarefas relacionadas com o desporto e o exercício. Além disso, esses autores lembram o trabalho realizado no projeto SENIAM (*Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) para padronizar metodologicamente a utilização desta técnica de estudo (Hermens et al., 1999).

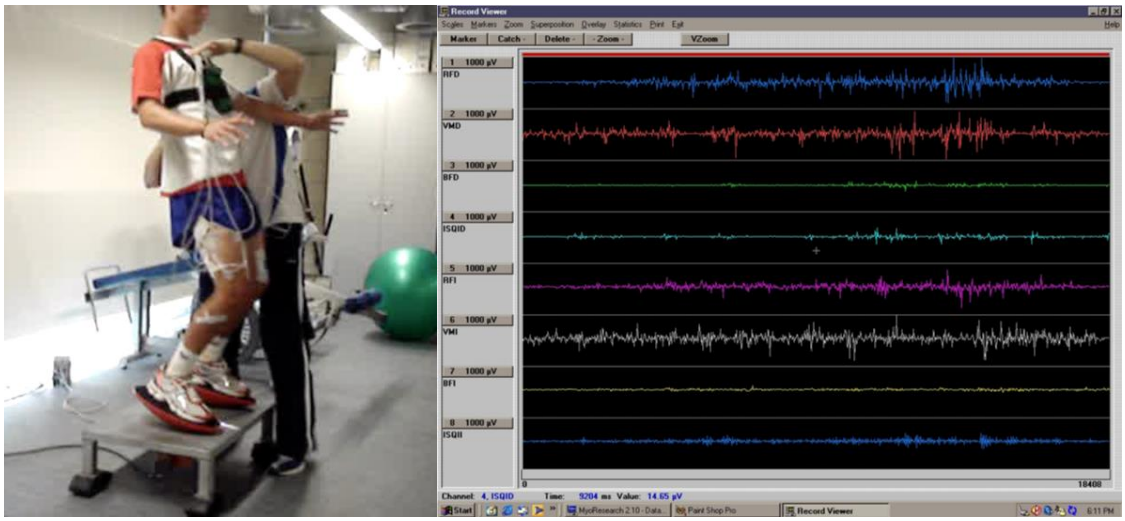
No campo clínico estudam-se ações relativamente simples, mesmo as realizadas em condições dinâmicas. Larsson et al. (1999) estudaram a reprodutibilidade do sinal eletromiográfico em ações de extensão dinâmica do joelho por correlação intraclasse (ICC), um exercício que geralmente é desenvolvido em vários programas de recuperação pós-lesão. O grupo estudado realizou três séries (com uma hora de intervalo) de dez repetições isocinéticas máximas de extensão do joelho, recolhendo a atividade do quadríceps, tanto do reto femoral como dos dois vastos. O pico de força e o sinal de amplitude EMG (RMS) apresentaram boa reprodutibilidade, assim como a variável de frequência (MPF), principalmente o vasto lateral.

Massó et al. (2010) explicam a utilidade da EMGS na avaliação e monitorização de um processo de recuperação. Entre estes fins destacam o estudo da intensidade do sinal nos músculos envolvidos, a sua comparação com o lado contralateral nas lesões das extremidades e a análise da coordenação neuromuscular, quer seja para ver o sequenciamento da ativação ou, mais especificamente, parâmetros como a relação agonista-antagonista em uma ação (ver figura 5). Estes autores relatam estudos com EMGS com implicações clínicas. Wong (2009) realizou uma análise da síndrome femoropatelar e apresentou os diferentes resultados existentes por meio de um estudo de EMGS, com alguns estudos mostrando alterações nos padrões de ativação da ativação do quadríceps lateral e medial, enquanto outros não relataram tal

alteração. Isso leva-nos a pensar na falta de fiabilidade dos resultados nesse grupo, facto que deve ser tido em consideração na sua análise.

No caso de afeções da coluna lombar, foram identificados diferentes padrões de ativação da musculatura extensora lombar em pessoas com essa condição, em comparação com indivíduos saudáveis, como descrito por Geisser et al. (2005) numa meta-análise. Os músculos peroneal e tibial anterior também foram estudados em indivíduos que sofreram lesões do ligamento do tornozelo lateral e registou-se uma evolução no padrão de ativação que esses indivíduos experimentaram, após um programa de exercícios baseado no trabalho de equilíbrio e na capacidade de reação (Sheth, Yu, Laskowski e An, 1997, Osborne, Chou, Laskowski, Smith e Kaufman, 2001).

Figura 5: O sinal eletromiográfico permite obter o modo pelo qual diferentes músculos sequenciam a sua ativação entre si



Fonte: elaboração própria.

Na imagem à esquerda, vemos um instantâneo de um trabalho mantida equilíbrio antes das perturbações causadas pelo preparador. A imagem da EMGS capturada corresponde a toda a sequência da série, com praticamente dez segundos de duração. Os músculos registados entre os canais 1 e 4 correspondem ao reto femoral, vasto medial, bíceps femoral e zona interna dos isquiossurais (semitendíneo e semimembranoso conjuntamente) do lado direito, enquanto os canais 5 a 8 mostram os mesmos músculos do lado esquerdo do corpo.

Ainda em situações clínicas, Alizadehkhaiyat e Frostick (2015) realizaram uma análise centrada em estudos eletromiográficos relacionados com a epicondilaxia no tenista. Esses autores referem que há indicadores de maior ativação dos extensores do punho em tenistas que jogam de um lado e têm menos experiência, embora não haja evidências suficientes para relacionar isto com o desenvolvimento de epicondilaxia. Este trabalho é importante, pois os autores explicam que nos estudos analisados encontraram uma grande variação nos parâmetros do estudo, por exemplo, dentro do grupo analisado, em relação ao género, ao nível do ténis, ao tipo de elétrodo utilizado, aos músculos estudados do antebraço, ao protocolo da EMGS desenvolvido, à normalização realizada e aos parâmetros trabalhados. Dado este facto, que ilustra a realidade dos estudos em muitos dos temas onde um estudo eletromiográfico é

aplicado, é muito difícil tirar conclusões sobre questões clínicas. Isso é extensível, de acordo com o que podemos concluir na literatura relacionada, ao campo do desempenho desportivo.

Alguns dos trabalhos mencionados permitem sustentar o uso da EMGS em ações dinâmicas, mas temos de pensar que muitos deles analisam ações que, mesmo em movimento, são desenvolvidas de forma cíclica, facto que facilita uma maior estabilização do sinal, mas que se afasta o método do que é geralmente a realidade desportiva ou mesmo de diferentes profissões. Nesta última área, Christensen et al (1995) sugerem que o estudo da fadiga pode ser realizado eletromiograficamente em tarefas de trabalho.

Mas também é verdade que, neste estudo, a avaliação dinâmica foi mais próxima de uma avaliação estática, pois foram medidas ações lentas e de baixa intensidade com um grande controlo da velocidade de movimento (as ações concêntrica e excêntrica tiveram a mesmo duração). Nessas condições, os autores obtiveram resultados semelhantes de RMS, MPF e MF nas ações estáticas e dinâmicas, facto também recolhido anteriormente em ações realizadas a 20% da CVM (contração voluntária máxima) (Muro, Nagata e Moritani, 1983; Christensen et al., 1995).

É importante destacar que esses trabalhos são criticáveis, se quisermos tirar conclusões sobre ações realizadas com grande dinamismo e intensidade, pois os movimentos analisados foram desenvolvidos sob um grande controlo da ação, impróprios para um ambiente desportivo. No entanto, no XIV Congresso da ISEK (*Sociedade Internacional de Eletromiografia e Cinesiologia*) De Luca, Bonato, Roy, Moore & Vadnais (2002) explicaram como diferentes tarefas dinâmicas da vida quotidiana podem ser analisadas pela EMGS e substanciar de forma interessante este facto.

A EMGS, como explicámos, fornece informações sobre como os diferentes músculos intervêm no desenvolvimento de uma ação, sequenciando-os entre si e variando dinamicamente as suas amplitudes e frequências. Leisman, Zenhausern, Ferentz, Tefera & Zemcov (1995) estudaram uma tarefa repetitiva das extremidades superiores (ES) em dois *testes* de força constante: um de curta duração e outro de longa duração até à exaustão, realizado aos 10, 25, 50 e 75% da CVM. Os seus resultados mostraram um aumento da eficiência muscular, identificada através da aprendizagem da tarefa ao encontrar uma diminuição da amplitude do sinal (EMGI) nas diferentes sessões registadas, ao mesmo tempo em que a força aumentava. Há uns anos, o professor Basmajian (1977) já havia encontrado uma diminuição significativa na atividade muscular antagonista durante a aprendizagem progressiva de uma tarefa motora e isto implicava uma melhoria do controlo motor se se identificasse, entre outros aspetos, através da habilidade do indivíduo em inibir a ativação de músculos que não contribuem para uma ação. Mulder & Hulstijn (1985) no seu estudo não registaram variação da atividade antagonista e identificaram uma maior eficiência que também encontraram com a modificação da atividade da musculatura agonista.

Em relação a esta aprendizagem motora, devemos ter em mente que as características metodológicas da EMGS permitem que seja uma ferramenta de aplicabilidade no desporto, apesar das limitações mencionadas. Os músculos que podem ser estudados usando essa técnica de avaliação devem ser superficiais, mas devemos ter em mente que há uma grande quantidade de musculatura envolvida em ações desportivas que pode ser analisada através da ferramenta, o que permite avaliar aspetos como a eficiência e eficácia de uma habilidade motora. Este

conhecimento pode ser utilizado nas áreas de desempenho, prevenção e readaptação à competição pós-lesão.

Apesar disso, devemos ter em mente que este tipo de análise tem as suas limitações (como já mencionámos), especialmente no estudo de frequências de sinais numa ação dinâmica. Além disso, ao tentar obter informações ao nível da fisiologia neuromuscular e composição fibrilar, existem obstáculos relevantes. Nesse sentido, Beck et al. (2009) investigaram, usando a MMG (mecanomiografia) e a EMG, se o espectro de frequência (MPF) em atletas de diferentes características (força treinada e treinada em resistência cardiorrespiratória) ofereceu diferentes espectros numa ação isométrica de extensão de joelho e não encontrou diferenças entre ambos os espectros. Neste trabalho, os investigadores recolheram uma biópsia do vasto lateral dos atletas estudados e esta análise diferenciou claramente a maior predominância de fibras do tipo II nos indivíduos habituados ao treino da força e fibras do tipo I nos habituados ao treino da resistência, o que evidenciou que a EMGS não era adequada para estudar a composição fibrilar da musculatura. Pelo contrário, a EMGS evidencia um ponto forte força importante na compreensão do modo como diferentes músculos atuam em uma ação, como são sequenciados no tempo e em que intensidade e frequências (mesmo com limitações) são ativados (do ponto de vista elétrico). Toda esta informação é de extrema importância nos estudos biomecânicos de ações desportivas.

No campo da valorização das ações desportivas, Kellis et al. (2003) estudaram a coativação do músculo reto femoral (RF) e dos bíceps femoral (BF) em ações de *drop jump* (DJ), calculando o índice de coativação (IC). Isto foi feito em indivíduos com capacidade explosiva, de salto em comprimento e aplicado em diferentes alturas: 20, 40 e 60 cm. Registaram a atividade eletromiográfica dos músculos mencionados, a força de reação do solo através de uma plataforma de forças e a cinemática das ações através da sincronização de câmaras de vídeo. Este último permitiu estabelecer as fases de pré-contacto, desaceleração e propulsão. Usaram vários métodos de cálculo do IC e esse parâmetro não foi afetado pela altura em que o DJ foi feito. Os resultados mostram uma maior coativação na fase pré-contacto em relação à desaceleração e impulso. Desta forma, é interessante utilizar este parâmetro em estudos biomecânicos do DJ, embora seja necessário estabelecer o método utilizado para o seu cálculo, uma vez que, no estudo, cada método apresentou valores variáveis.

Também na análise de saltos, Jayalath, Noronha, Weerakkody & Bini R. (2018) analisaram o trabalho relacionado com o efeito da fadiga na biomecânica do tornozelo nesta ação. Ao comparar condições de fadiga com situações de não-fadiga, esses autores registaram um comprometimento da biomecânica do salto devido à fadiga, destacando-se a redução da flexão dorsal desde o contato inicial até à flexão máxima e da potência, durante o final da impulsão. Todos esses factos poderiam ter um significado para estabelecer medidas preventivas.

Quanto à funcionalidade dos estudos, temos o de Rahnama, Lees & Reilly (2006) para ver a atividade eletromiográfica em uma intervenção que simulava um jogo de futebol em termos de uma atividade contínua de intensidade variável numa passadeira rolante. Neste exercício, a atividade elétrica do músculo reto femoral (RF), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnémio (GC), antes do exercício, a meio e imediatamente após o término de 90 minutos do protocolo. Os seus resultados indicaram uma diminuição na atividade elétrica nos diferentes músculos analisados, quando comparados os valores pré e pós-intervenção, o que indica que o simulador de uma partida de futebol causou uma diminuição na atividade mioelétrica, embora o trabalho desenvolvido tenha sido mantido.

Dentro desta secção, abordámos as limitações que a EMGS apresenta na análise de ações dinâmicas. Apesar disso, foram mostrados estudos onde esta metodologia é aplicada em ações com movimento, em diferentes áreas de trabalho: clínica, população saudável, ambiente de trabalho e ambiente desportivo. Os resultados obtidos apresentam limitações na sua interpretação, mas também são aceites na literatura científica, quando essa interpretação é realizada de forma coerente, dada a grande informação que pode ser extraída através desse tipo de análise. Numa progressão de conhecimento sobre a metodologia da EMGS, existem diferentes trabalhos que visam proporcionar a esta ferramenta de avaliação um potencial maior do que o expresso. Um exemplo é o estudo supracitado de Carius et al. (2015) que integra uma análise do sinal, através da transformada Wavelet, nas ações de flexão e extensão do cotovelo. Nas suas conclusões, esses autores suportam o uso da transformada Wavelet, mesmo na presença de sinais de baixa intensidade, dada a robustez dessa medida. É muito interessante o que eles explicam: para 50% do ciclo de alongamento-encurtamento (CEA) da ação estudada, a reprodutibilidade das variáveis da transformada Wavelet diminuiu rapidamente. Isto está relacionado com possíveis limitações do método desenvolvido neste estudo, mas também explicam que, neste momento do ciclo, a transição excêntrico-concêntrica ocorreu e que essas duas ações musculares podem ter uma organização diferente no nível coordenativo. Também referem que outro benefício do uso da transformada Wavelet é poder ser sensível ao estudo da transição do CEA.

González-Izal, Malanda, Gorostiaga & Izquierdo (2012) realizaram uma análise das diferentes metodologias existentes para estudar a fadiga muscular por EMG. Analisam diferentes propostas, entre estas, a possibilidade oferecida pela transformada Wavelet. Na sua explicação, referem a sua experiência anterior com parâmetros de análise de diferentes bandas Wavelet da transformada Wavelet estática, que não recebeu qualquer tipo de alteração (processada) da amostra original. Afirmam que este tipo de análise pode refletir as características do sinal eletromiográfico de superfície, tanto de amplitude como de frequência e duração na mesma fórmula e parece que este tipo de análise é menos sensível à existência de ruído no sinal.

Nesta linha, outro trabalho que sustenta o uso da transformada Wavelet é o de Vannozzi, Conforto e D'Alessio. (2010), que destacam a sua capacidade na análise eletromiográfica de ações dinâmicas. Aplicado desta forma, ele foi capaz de detetar corretamente os tempos de ativação muscular nesse tipo de sinal de movimento.

Outra das opções metodológicas que se destinam a melhorar a medição da EMGS em ações dinâmicas é a utilização dos chamados elétrodos *array*, seria algo como "elétrodos em linha", ou seja, o posicionamento de múltiplos elétrodos para melhor capturar a totalidade da atividade muscular. Para visualizar claramente a diferença, Gazzoni, Botter & Vieira (2017) explicam a colocação tradicional de dois elétrodos para registar a manifestação eletromiográfica dos músculos superficiais e assim poder estudar a fadiga da musculatura.

A principal intenção desta metodologia foi a de registar as alterações das propriedades elétricas do músculo (as chamadas manifestações elétricas de fadiga) e, assim, ser capaz de capturar o processo de fadiga iminente que é posteriormente evidenciado pela diminuição da força. Nesse contexto, os autores desta análise expõem como variante metodológica o *array*, que vem sendo trabalhado há muitos anos e tem sido, progressivamente, aperfeiçoado. Essa forma de captação de energia elétrica muscular permite o acesso a variáveis fisiológicas, tanto a nível muscular global como em UM isoladas, e permite estudar: uma melhor precisão ao quantificar

a velocidade de propagação do sinal, a avaliação de manifestações elétricas indicativas de fadiga, em áreas específicas do músculo e a análise da UM isolada, facto que nos conduz à possibilidade de aumentar o conhecimento no controlo motor e nas alterações que ocorrem na membrana da fibra muscular.

Farina, Merletti, Nazzaro & Caruso (2001) utilizam a técnica *array* há anos, pois, em ações dinâmicas, não há nenhuma localização em que um elétrodo possa fornecer informações sobre todo o percurso articular, pelo que os elétrodos colocados em linha podem ser mais úteis. Esses autores recordam que as flutuações dos parâmetros EMGS em ações dinâmicas observadas na literatura em ações cíclicas (ou fases de um ciclo), ou em movimentos repetidos, não podem ser conhecidas se forem decorrentes de alterações na ativação muscular ou variações geométricas do músculo. É por esse motivo que eles pedem cautela na interpretação dos resultados, pelo menos até que surjam métodos que permitam diferenciar essas duas possíveis causas. De qualquer forma, eles explicam que o facto de calcular a média das variáveis eletromiográficas estimadas em uma fase específica de um ciclo (variações angulares repetidas) ou durante uma ação cíclica, pode ser uma boa solução de análise, como já indicámos anteriormente.

Finalmente, dentro desta unidade, o professor Roger M. Enoka conduziu uma análise (Enoka, 2019) que compara estudos focados na decomposição do sinal adquirido pela EMGS. Este autor, juntamente com outros investigadores, desenvolveu um importante corpus de conhecimento (aqui destacamos o trabalho de Farina, Merletti & Enoka, 2014). Este sinal foi decomposto em tempos isolados de estimulação de UM, facto que é conhecido pelas características da *taxa de codificação* destas UM, de acordo com registos feitos com elétrodos intramusculares. Os diferentes trabalhos analisados nesta publicação comparam diferentes métodos de decomposição de sinais, e alguns deles têm a capacidade de reproduzir um grande número de achados estabelecidos por eletromiografia intramuscular, embora sejam necessárias melhorias nesse tipo de análise. Apesar disso, o professor Enoka aponta que esta tecnologia pode, potencialmente, aumentar o conhecimento na fisiologia da UM e, desta forma, criar uma informação valiosa, mesmo para aplicações clínicas.