



apunts

MEDICINA DE L'ESPORT

[www.apunts.org](http://www.apunts.org)



## REVISIÓ

# Aplicacions de l'electromiografia de superfície a l'esport

Núria Massó\*, Ferran Rey, Dani Romero, Gabriel Gual, Lluís Costa i Ana Germán

Facultat de Ciències de la Salut Blanquerna, Universitat Ramon Llull, Barcelona, Espanya

Rebut el 22 de gener de 2010; acceptat el 5 de febrer de 2010

Disponible en Internet el 2 de abril de 2010

### PARAULES CLAU

Electromiografia de superfície;  
Aplicacions;  
Fatiga;  
Biomecànica;  
Electrofisiologia

### KEYWORDS

Surface  
electromyography;  
Applications;  
Fatigue;  
Biomechanics;  
Electrophysiology

### Resum

Les tècniques electrofisiològiques (neurografia i electromiografia d'agulla) permeten una aproximació al coneixement de la funció neuromuscular. L'electromiografia obté l'activitat elèctrica del múscul en repòs o actiu (contracció voluntària màxima i estàtica). En la seva aplicació clínica, s'utilitza com a ajut al diagnòstic i seguiment d'un procés de tipus neuromuscular.

D'altre banda, l'electromiografia de superfície (EMGS) o kinesiològica permet l'estudi de l'activitat muscular en accions dinàmiques, i és aplicable a l'anàlisi biomecànica d'un gest, anàlisi de la marxa, estudis de fatiga muscular, rendiment esportiu i altres aplicacions en medicina laboral i ergonomia.

L'EMGS aporta alguns avantatges: és una prova incruenta, pot analitzar diversos músculs de forma simultània en moviment i en accions de duració il·limitada. El processat del senyal electromiogràfic proporciona paràmetres d'amplituds i freqüències, que utilitzarem per estudis descriptius i comparatius. No obstant, no permet valorar la musculatura profunda i no aporta la mateixa definició que els traçats de l'electromiografia d'agulla.

© 2010 Consell Català de l'Esport. Generalitat de Catalunya. Publicat per Elsevier España, S.L. Tots els drets reservats.

### Surface electromyography applications

#### Abstract

The electrophysiological techniques (neurography and needle electromyography) allow us an approach to the knowledge of the neuromuscular function. Electromyography obtains the electrical activity from the muscle in rest or in contraction (maximum and static voluntary contraction) In its clinical application, electromyography helps to the diagnosis and follow-up of a process of neuromuscular type.

On the other hand, kinesiological or surface electromyography (SEMG) allows the study of the muscular activity in dynamics, which we can apply to the biomechanical movement

\*Autor per correspondència.

Correu electrònic: [nuriamao@blanquerna.url.edu](mailto:nuriamao@blanquerna.url.edu) (N. Massó).

analysis, gait analysis, studies of muscular fatigue, sport performance | and applications in work medicine and ergonomics.

SEMG brings advantages like the fact that is a bloodless test, of being able to analyze varying muscles at the same time, in motion and in actions of non limited duration. The processed one brings us parameters of amplitude and frequencies, which we will use for descriptive and comparative studies. As a balancing entry, it does not allow us to study deep musculature, and some aspects of definition are lost in the obtained outlines.

© 2010 Consell Català de l'Esport. Generalitat de Catalunya. Published by Elsevier España, S.L. All rights reserved.

## Introducció

Les tècniques electrofisiològiques ens permeten obtenir de forma relativament senzilla una informació molt valuosa sobre l'activitat neuromuscular<sup>1</sup>. En clínica, aquestes tècniques es solen concretar en dues: la neurografia i l'electromiografia d'agulla. La primera permet estudiar el potencial de resposta d'una branca nerviosa sensitiva, motora o mixta sotmesa a un estímul elèctric aplicat sobre la superfície. La segona permet l'enregistrament directe i acurat de l'activitat elèctrica del múscul estudiat, i és útil l'enregistrament tant de l'activitat elèctrica del múscul en repòs com de l'activitat que mostra als intents de contracció màxima.

Una altra tècnica d'enregistrament de l'activitat elèctrica del múscul seria l'EMG de superfície (EMGS), que aporta altres avantatges i aplicacions, tant en recerca com en la pràctica clínica. En la present revisió, es presenten detalls d'aquesta tècnica així com les seves aplicacions principals en el moment actual.

## Definició d'electromiografia

L'electromiografia és un enregistrament de l'activitat elèctrica muscular, que constitueix una extensió de la exploració física i prova la integritat del sistema motor<sup>2,3</sup>.

Es pot dir que l'EMGS, de vegades anomenada com a electromiografia cinesiòlogica, és l'anàlisi electromiogràfica que permet recollir el senyal elèctric d'un múscul en un cos en moviment<sup>4-6</sup>.

Cal dir que, segons aquesta definició, la seva aplicació es limita a les accions que impliquen moviment. No obstant, també és aplicable a l'estudi d'accions estàtiques que requereixen un esforç muscular de caràcter postural.

Es parteix de la base de que l'activació muscular implica:

- Una prèvia difusió iònica dins del múscul, la qual genera un camp elèctric al seu voltant proporcional a la concentració iònica. Aquest camp elèctric es detecta mitjançant els elèctrodes d'EMG.
- Una conseqüent resposta mecànica deguda al moment articular creat per la força que fa el múscul.
- La finalitat principal d'aquest tipus de mesura és conèixer l'activitat d'un o varis músculs en una acció concreta. Això inclou:
  - Determinar, per a cada instant, si un múscul és actiu o inactiu.
  - Saber quin grau d'activitat mostra en aquells períodes en que es troba actiu.

- Conèixer quin tipus de relació o interacció manté amb la resta de músculs implicats en l'acció a estudiar (concepte de *coordinació intermuscular*).

Per a poder identificar els instants i períodes en que es produeix l'activació dels diferents músculs implicats en una tasca dinàmica, és fonamental sincronitzar aquest senyal electromiogràfic amb altres sistemes que aportin dades cinemàtiques. Aquests sistemes solen implicar la utilització de càmeres, electrogoniòmetres o altres elements de registre amb els corresponents programes informàtics, els quals ens proporcionen valors de posició, velocitat i acceleració. D'altra banda, es pot complementar l'estudi amb altres sistemes d'anàlisi de forces, també anomenats cinètics, com són la podometria i la plataforma de forces. Per això, l'EMGS forma part i s'ha introduït com a element important de la biomecànica<sup>4,7</sup>.

## Utilitats i aplicacions de l'EMGS

### Anàlisi d'un gest

El que entenem com a anàlisi del moviment sol incloure un estudi cinemàtic i un estudi cinètic. La cinemàtica s'encarrega de la determinació de paràmetres de posició, velocitat i acceleració, tant lineals com angulars. Amb aquesta finalitat, s'utilitzen sistemes variats de càmeres i marcadors de posició. L'estudi cinètic determina les forces internes o externes actants i relacionades amb el gest analitzat. A tal fi, s'utilitzen elements com ara les plataformes de força i altres dispositius que integren mesuradors de força. L'electromiografia ens permet l'enregistrament de l'activitat muscular, i és sovint aconsellable que es faci de forma sincronitzada amb l'enregistrament de dades cinemàtiques. D'aquesta manera, podem contrastar els dos tipus de dades i conèixer:

- El temps d'activació del múscul, el seu inici i final en relació a la posició articular.
- El grau d'activitat muscular, que no es pot confondre amb una mesura de la força muscular, en tant que el senyal elèctric detectat està en funció de la concentració iònica existent en el múscul, però si que és una estimació del grau d'esforç muscular.

L'EMGS ens facilita tasques com la de definir la participació muscular en un determinat gest<sup>8</sup> o observar l'activació de la musculatura d'un segment en resposta a la mobilització d'altres segments<sup>9</sup>.

Aquests aspectes són importants en el terreny de la medicina de l'esport, la medicina del treball, i cada cop més importants en els estudis ergonòmics<sup>10-21</sup>.

### Anàlisi de la marxa

Els estudis de la marxa constitueixen un tipus específic d'anàlisi del moviment, amb la particularitat de ser la marxa una acció cíclica i complexa. Actualment existeixen programes tancats per tal d'analitzar-la, que permeten comparar les dades obtingudes en un individu respecte a les considerades dins de la normalitat i també, intraindividualment, una extremitat amb l'altra.

L'EMGS orienta sobre els temps d'activació i la coordinació intermuscular, paràmetres importants en la valoració de patologies amb trastorns del moviment i la marxa en relació a trastorns d'origen neurològic, així com en la valoració postquirúrgica en cas de col·locació de pròtesis articulars<sup>22-25</sup> i en els casos d'instabilitats articulars i lesions lligamentoses<sup>26</sup>.

### Avaluar la fatiga

En accions prolongades, existeixen una sèrie de canvis electrofisiològics lligats a l'aparició d'un procés de fatiga, que es tradueixen en canvis observables en els traçats electromiogràfics. Això té especial interès en medicina de l'esport, en medicina laboral i en ergonomia. Així podem determinar l'existència o no d'aquest procés de fatiga, analitzar-ne l'evolució en el temps i comparar-ne el comportament en diferents situacions<sup>11,20,27-35</sup>.

### Valoració de l'activitat muscular durant un procés diagnòstic i/o terapèutic

L'EMGS ens pot ser molt útil en la valoració inicial i durant un tractament o procés de recuperació. El grau d'activació muscular, la comparació amb l'extremitat sana, l'observació de la coordinació muscular o la relació agonista-antagonista són fenòmens que es poden veure alterats en situacions patològiques i cal normalitzar-los. L'EMGS és un mètode adequat en aquests casos<sup>36,37</sup>.

Hi ha experiències, amb resultats encara poc clars, en la valoració i seguiment de la síndrome fèmur-patelar mitjançant EMGS<sup>38</sup>. Algunes investigacions han observat l'existència d'alteracions en el patró d'activació del vast medial i del vast lateral del quàdriceps en aquests pacients<sup>39-41</sup>, encara que d'altres no han obtingut aquests resultats<sup>42,43</sup>.

En el cas de la lumbàlgia, s'han observat alteracions significatives en els registres electromiogràfics que possibiliten una major comprensió de l'afectació i ajuden al seu diagnòstic, tractament i prevenció<sup>44-46</sup>.

En alguns estudis, s'ha observat un major grau d'activació en la musculatura lumbar en persones afectades de lumbàlgia en comparació al grup control<sup>47</sup>. D'altres, mostren un retard en l'activació del múscul transvers de l'abdomen en els moviments de les extremitats<sup>48-50</sup>. En alguns casos s'ha demostrat un desequilibri neuromuscular de la musculatura extensora del raquis<sup>51</sup> i en d'altres es presenta una alteració de la freqüència mediana del senyal electromiogràfic en l'avaluació física d'aquests pacients durant un conegut test isomètric de resistència de la musculatura extensora de tronc<sup>44,52,53</sup>.

### Facilitar tècniques de *biofeedback*

L'EMGS és part essencial d'aquesta tècnica, que és aplicable quan cal una reeducació postural. El senyal electromiogràfic proporciona informació al pacient i al terapeuta sobre els moments d'activació dels músculs als quals va dirigit el tractament. En el terreny de la rehabilitació, l'EMGS pot suposar un eina útil com a ajut al treball en propiocepció<sup>36</sup>.

### Avaluació del rendiment esportiu

El fet de poder analitzar situacions dinàmiques aporta un interès especial de l'EMGS en el camp de l'esport<sup>54,55</sup>. La millora en l'eficàcia d'un gest implica la utilització correcta del treball muscular, tant en termes d'economia de l'esforç com de rendibilitat i de prevenció de lesions. Durant un procés d'entrenament, cal esperar millores en aquests paràmetres, i es pot fer un seguiment i determinar aspectes a corregir o a millorar<sup>7,14,19,56</sup>. En especial, es pot millorar l'execució d'una tasca en termes d'activació muscular i/o en termes de fatiga muscular, basant-nos en l'anàlisi de freqüències a partir dels traçats obtinguts<sup>10</sup>. Cal tenir en compte que l'electromiografia no ens aporta paràmetres de força muscular<sup>54,57</sup>, encara que sí és un indicador de l'esforç muscular realitzat en una acció<sup>6,14,58</sup>. En aquest sentit, és important remarcar que la relació existent entre l'activitat EMG i la força és només una apreciació qualitativa<sup>7</sup>.

Altres aplicacions inicialment experimentades en el camp de l'esport serien la valoració del tipus de fibra<sup>59</sup> o la caracterització muscular<sup>60</sup>.

### Valoració de trastorns de caràcter neuromuscular

L'anàlisi del senyal electromiogràfic ens mostra canvis quan existeix una patologia neuromuscular de base. Sobre el traçat obtingut mitjançant elèctrode d'agulla es pot observar senyal elèctric indicatiu de patologia, i de vegades se'n fa una anàlisi quantitativa<sup>61,62</sup>. En el cas de l'EMGS, la resolució del senyal és menor i, per tant, es perd informació respecte a la que ens aporta un registre amb elèctrode d'agulla. Des de fa alguns anys, s'han desenvolupat mètodes per a pal·liar-ho. En aquest sentit, hi ha experiències d'estudi d'electromiografia en dinàmica mitjançant elèctrodes intramusculars especialment dissenyats i que són flexibles. També s'està treballant amb *electromiografia d'alta resolució espacial* (HSR EMG, amb les seves sigles en anglès) que, mitjançant un sistema multielèctrode en superfície, intenta aproximar la informació dels traçats obtinguts en superfície als obtinguts intramuscularment<sup>63,64</sup>. L'objectiu és poder analitzar els *potencials d'unitat motora* (PUM) de manera semblant al que es fa amb les tècniques d'electromiografia clínica, per a poder ajudar en el diagnòstic i el seguiment de trastorns d'origen neuromuscular<sup>65-68</sup>. Es persegueix poder estudiar la detecció de potencials patològics com serien els potencials tipus fasciculació<sup>69,70</sup> aprofitant les facilitats de l'EMGS respecte als factors temps i espai de detecció. També es treballa en l'obtenció del tipus i nombre de PUM i les estratègies de reclutament de les *unitats motores* (UM), encara que hi ha de moment controvèrsia i diversitat de resultats<sup>71-79</sup>. Existeixen evidències de que l'EMGS pot ser útil com ajut

a la detecció de problemes de caràcter neuromuscular, així com per estudiar la fatiga associada a alguns trastorns com la síndrome post-polio o la distròfia miotònica<sup>80</sup>. No està clara, però, una utilitat real a l'hora de distingir entre un procés neuropàtic i/o miopàtic<sup>80</sup>. Hi ha experiències fins i tot en la valoració d'algunes neuropaties per atrapament mitjançant EMGS<sup>81</sup>. Podem dir que aquest camp d'aplicació és molt interessant i requereix d'una ampliació i contrastació de resultats.

### Coactivació

Un altre aspecte que es pot analitzar mitjançant EMGS és el fenomen de coactivació, entès com la coexistència d'activitat simultània de músculs agonistes i antagonistes<sup>37,82</sup>, important en la valoració de la qualitat del moviment. Les alteracions importants es relacionen amb situacions d'immaduresa del sistema neuromuscular, i s'observa també en concret en individus amb síndrome de Down<sup>83</sup>.

### Metodologia de l'EMGS

És important l'aplicació d'una bona tècnica i d'una bona preparació del pacient<sup>84-86</sup>. També cal vigilar els errors en la interpretació<sup>5</sup>. L'EMGS implica tres fases (fase prèvia, d'enregistrament i de processat), que s'exposen a continuació:

#### Fase prèvia

1. *Preparació de l'individu i informació prèvia.* Cal informar sobre el procediment que seguirem durant la sessió d'enregistrament i d'alguns aspectes de l'estudi, com els seus objectius, la utilitat i possibles aplicacions. Cal també obtenir el consentiment informat signat, a través del qual l'individu és informat i manifesta el seu acord i interès en l'obtenció del registre. És convenient recollir informació sobre hàbits tòxics, ingesta de medicaments i existència de patologies, sobretot de les que puguin afectar a la funció muscular. Cal esbrinar possibles afeccions neuromusculars i patologia musculoesquelètica. En funció de l'estudi, caldrà l'obtenció de paràmetres antropomètrics com el pes i la talla, entre d'altres.

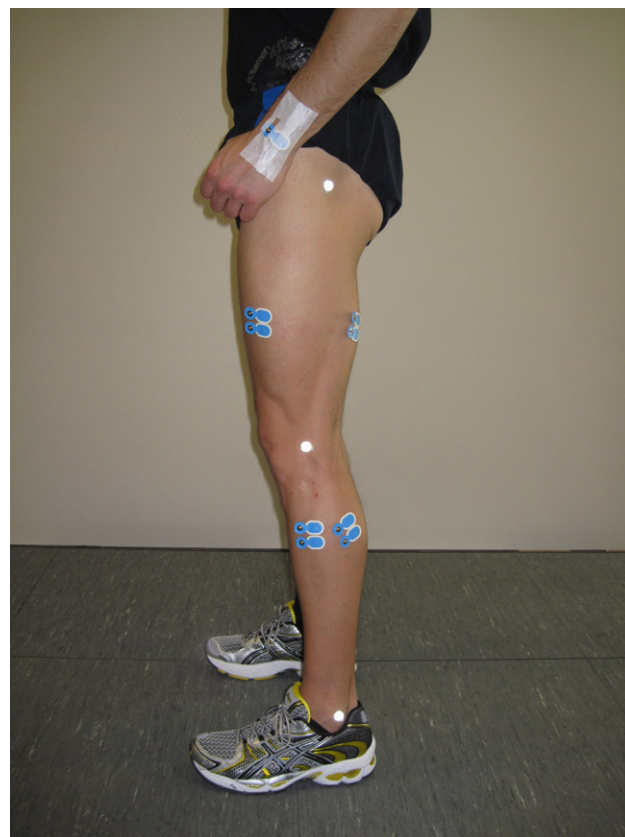
2. *Preparació de la pell.* Cal reduir la impedància existent, de cara a obtenir un senyal elèctric de qualitat. És aconsellable l'afaitat i un fregament de la pell amb gel abrasiu per a disminuir la capa de pell seca o cèl·lules mortes, i disminuir també la capa de suor mitjançant neteja amb alcohol.

3. *Col·locació dels elèctrodes.* Una bona localització dels elèctrodes és essencial per obtenir el senyal correcte<sup>87-90</sup>. La ubicació correcta és preferentment en la línia mitja del ventre muscular, entre la unió miotendinosa i el que considerem punt motor, sempre que sigui possible<sup>84,91,92</sup>. A tal fi, existeixen guies publicades en les que convé basar-se per a una correcta metodologia<sup>84</sup>. És important mantenir sempre la mateixa localització en els diferents individus i en els diferents enregistraments practicats a un mateix individu, donat que el senyal enregistrat varia en funció de la zona del múscul en la qual col·loquem els elèctrodes. També és convenient mantenir una bona distància interelèctrode<sup>84,89,93</sup>. És important intentar

evitar el fenomen anomenat *cross-talk*, el qual consisteix en la contaminació del senyal provinent del múscul estudiat per la d'altres músculs propers en localització<sup>84,94-97</sup>. Cal tenir-ho present tot evitant zones adjacents a d'altres músculs i testejant bé l'activitat del múscul que registrem. Un altre contaminació possible és el senyal elèctric corresponent a l'activitat cardíaca que apareix en els enregistraments a nivell toràcic superior i escapular. Existeixen programes encaminats a eliminar-la.

Cada múscul és analitzat mitjançant la col·locació de dos elèctrodes, que han de ser separats per una distància d'un o dos centímetres entre ells (fig. 1). La utilització d'elèctrodes de superfície fa que existeixi el que entenem com a *volum de detecció*, que és el volum de teixit del que l'elèctrode és capaç de detectar senyal elèctric. En aquest volum, a major profunditat a la que es trobin les unitats motores, menor serà l'energia captada provinent d'elles. Pel contrari, el nivell de captació de les que es troben a un nivell més superficial serà major. El *volum de conducció* serà el volum de teixit a través del qual viatja el senyal elèctric fins els elèctrodes.

També caldrà col·locar un elèctrode de referència lluny i en un teixit elèctricament neutre. Per això, es sol escollir zones properes a un pla ossi com per exemple la diàfisi tibial o l'estiloide cubital en el canell.



**Figura 1** Exemple de col·locació d'elèctrodes de superfície sobre la musculatura a analitzar (vast extern, isquiotibials, peroneal llarg i bessó extern). En aquest cas, l'anàlisi s'acompanya d'una anàlisi cinemàtica, pel que es col·loquen també marcadors reflectants sobre alguns punts de referència anatòmics.

Avantatges i inconvenients dels elèctrodes de superfície (fig. 2):

- Permeten un enregistrament global del múscul.
- No són invasius.
- No tenim limitacions en quant a la superfície estudiada ni el temps de registre.
- Només possibiliten estudiar musculatura superficial.
- Cal una preparació molt acurada de la pell.
- S'obtenen traçats amb un espectre de freqüències més baix.

Avantatges i inconvenients dels elèctrodes intramusculars (fig. 2):

- Permeten un registre més localitzat del múscul.
- Són invasius.
- Permeten estudiar músculs superficials i profunds.
- Menor grau de preparació de la pell.
- Es capta un espectre de freqüències més alt.

### Fase d'enregistrament

4. *Obtenció de la contracció voluntària màxima (CVM)*. És necessària per a la normalització dels traçats obtinguts respecte a l'activitat màxima d'aquell múscul en aquell individu. D'aquesta manera, es pot treballar amb diferents registres de diferents individus. A tal fi, generalment s'obtenen tres contraccions màximes isomètriques de 6 segons, amb un breu descans entre elles, que servirà per a fer un promig dels períodes intermedis de les tres. Això permetrà comparar entre valors no absoluts (fig. 3).

5. *Enregistrament*. És la fase d'adquisició del senyal electromiogràfic corresponent a l'acció o gest a estudiar (fig. 4).

### Fase de processat

6. *Processat del senyal*. Cal preparar el senyal directament obtingut (*senyal brut* o *raw signal*) per a que sigui fàcilment observable i analitzable. El tipus de processat dependrà del

tipus d'anàlisi que ens interessi fer del traçat. Essencialment, treballarem amb dos tipus d'anàlisi: el d'amplituds i el de freqüències.

### Anàlisi d'amplituds

Aquest anàlisi pretén convertir un senyal electromiogràfic de valors alterns positius i negatius i de molt alta variabilitat

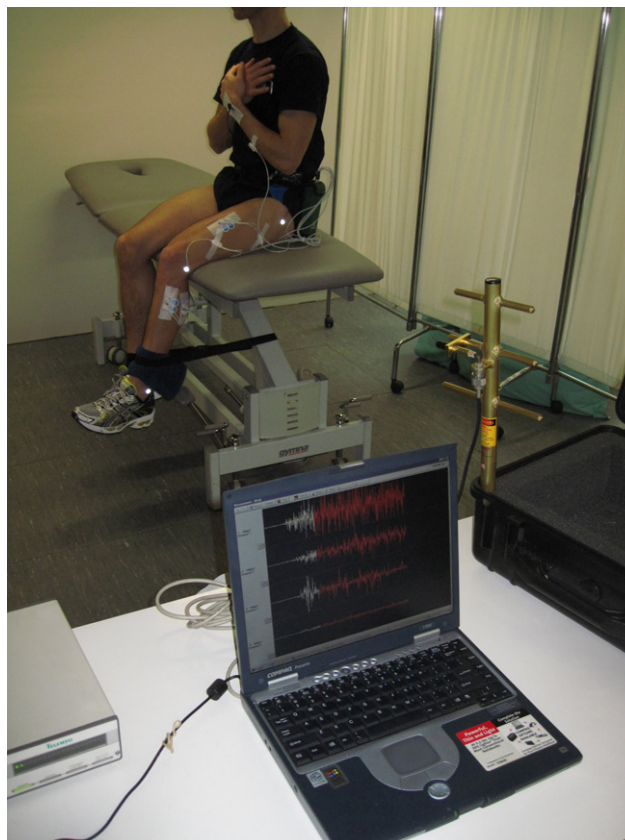
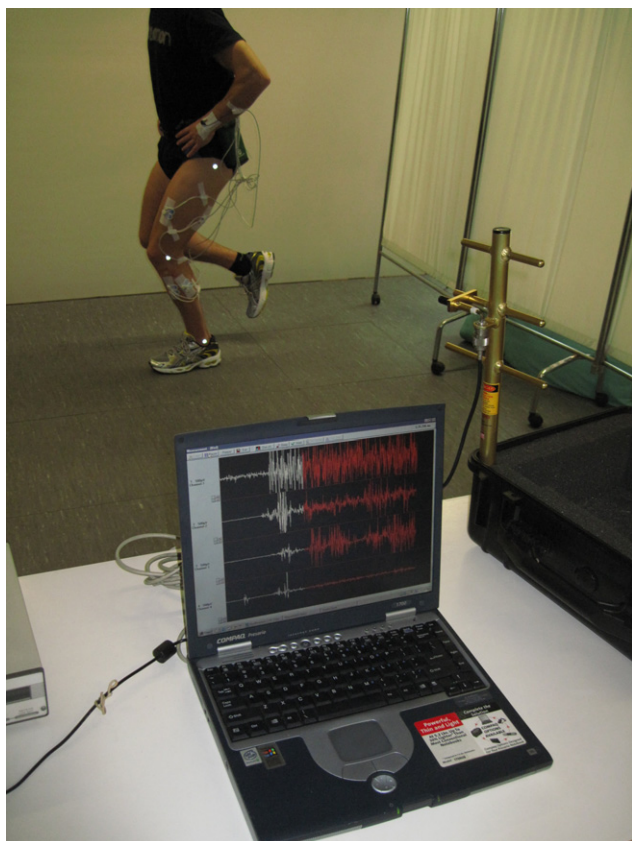


Figura 3 Enregistrament de la contracció voluntària màxima. En aquest cas, s'enregistra el múscul quàdriceps.



Figura 2 Elèctrode intramuscular d'agulla durant un enregistrament en repòs del múscul (esquerra). Elèctrodes de superfície (dreta).



**Figura 4** Adquisició del senyal electromiogràfic durant la fase d'enregistrament.

en un gràfic que s'aproximi al nivell d'activació muscular. Per a això, es segueix el següent procés:

- Filtrat del senyal, eliminant potencials d'amplituds i/o freqüències fora de l'espectre habitual, i que solen correspondre a artefactes o a qualsevol tipus de contaminació del registre.
- Rectificació del senyal, passant tots els voltatges negatius a positius. És equivalent a prendre el valor absolut del senyal, sense tenir en compte el signe.
- Aplicació d'un algoritme de suavitzat (*smoothing*) per a obtenir una imatge més propera a l'activació muscular i més fàcil d'observar. Un dels algoritmes més utilitzats és la *Root Mean Square*, fórmula que representa la potència del senyal.
- Normalització respecte a la CVM, màxima, en la que es divideixen els valors numèrics d'amplitud resultants de l'algoritme de suavitzat pel valor de la contracció voluntària màxima, produint valors en percentatge relatius a aquest darrer.

### Anàlisi de les freqüències

- Filtrat. Aquest processat és el ja descrit en l'apartat d'anàlisi d'amplituds. Només caldrà aplicar-lo en cas de no haver estat executat anteriorment.

- Aplicació de la *Fast Fourier Transform* (FFT) o sistema de descomposició del senyal en les diferents freqüències que el componen (fig. 5). L'objectiu és determinar l'espectre de freqüències del senyal electromiogràfic. La teoria del senyal diu que qualsevol senyal variable es pot obtenir sumant diferents senyals d'una sola freqüència amb diferents amplituds. L'espectre de freqüències d'un senyal és la gràfica que informa de les freqüències que conformen aquest senyal i de la intensitat amb que hi participen.

La FFT és un processat ideal per accions estàtiques, doncs suposa que l'espectre de freqüències no varia en el temps. En accions dinàmiques aquest fet no és esperable i en conseqüència s'estan imposant altres mètodes d'anàlisi freqüencial que mostren la variació d'aquest espectre en el temps, com per exemple la *wavelet*. Pope et al<sup>98</sup> han realitzat un estudi sobre la musculatura extensora de columna a nivell L3, trobant que la *wavelet* detecta millor que la FFT les variacions de l'activitat muscular respecte al temps. Karlsson i Gerdle<sup>99</sup> també han utilitzat la *wavelet* en accions isomètriques creixents d'extensors de genoll. Xiao i Leung<sup>100</sup> recolzen la utilització d'aquest mateix mètode en accions isocinètiques d'intensitat màxima.

Una de les utilitats de l'anàlisi freqüencial és l'observació del comportament d'aquest espectre de freqüències en el temps. En situacions de fatiga per esforç prolongat, l'espectre tendeix a desplaçar-se cap a l'esquerre en el gràfic, a franges de freqüències més baixes.

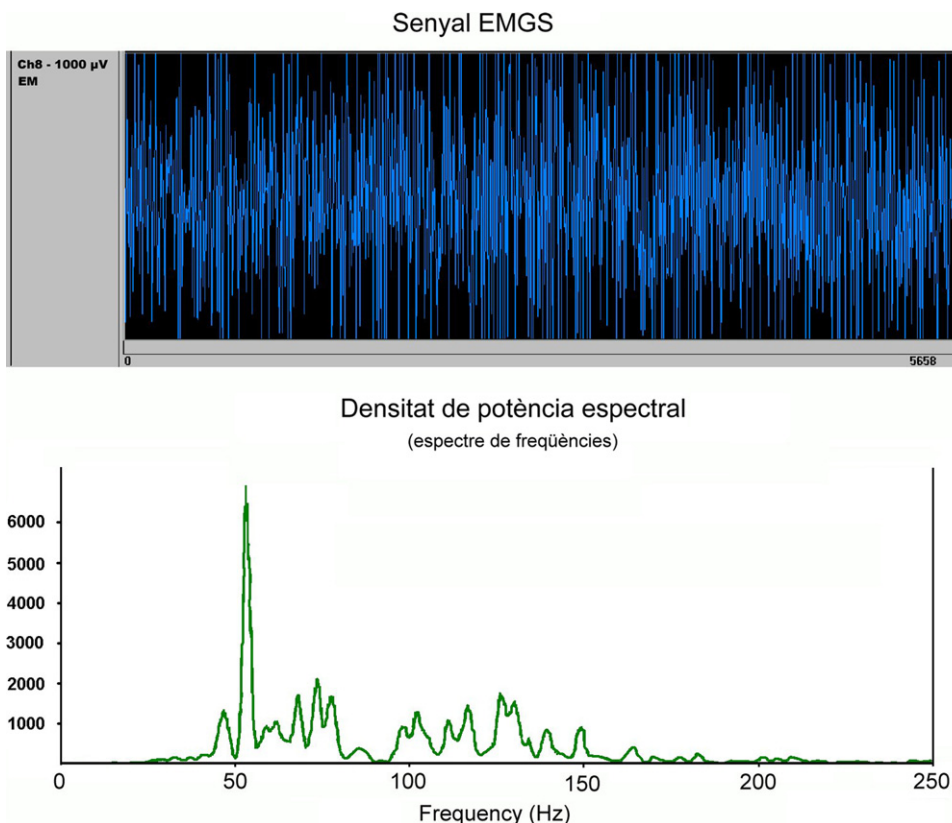
### Limitacions de l'EMGS

L'EMGS ens permet, per les característiques dels elèctrodes utilitzats, estudiar diferents músculs a la vegada sense que suposi una molèstia per a l'individu analitzat, amb l'avantatge també que suposa el fet de que la majoria d'equips d'EMGS compten amb capacitat d'entrada de diversos registres simultàniament (corresponents a diferents músculs). També ens permet una major reproductibilitat dels traçats obtinguts en diferents registres. D'altra banda, el registre obtingut és força representatiu del múscul en conjunt i no d'una zona determinada.

No obstant, com ja s'ha comentat, obtenir traçats que aportin menor informació en quant a les característiques dels PUM suposa una limitació en aquells casos que interessa aquest tipus d'examen en concret.

Una altra limitació és el fet de que, en algunes accions dinàmiques, pot existir desplaçament relatiu entre múscul i elèctrodes que provoca una modificació en el volum del múscul analitzat. Un canvi de posició relativa del múscul respecte a l'elèctrode fa que no es mantingui en tot moment la mateixa relació espacial entre un i l'altre, la qual cosa afecta a la intensitat del senyal enregistrat. Per això, les millors condicions per a l'EMGS, segons la utilitat i aplicació que se'n vulgui treure, són les que s'aproximin més a un treball de tipus isomètric<sup>7,54,57,101</sup>.

D'altra banda, quan el que interessa és descriure i/o comparar un patró motor, és útil sobretot l'estudi d'accions que siguin cíclics, i així poder comparar períodes idèntics de diferents cicles.



**Figura 5** Representació gràfica de l'espectre de freqüències obtingut a partir d'un registre electromiogràfic.

## Conclusions

Actualment disposem de medis per a obtenir estudis electromiogràfics de superfície que ens ajuden com a part de l'anàlisi biomecànica, amb aplicacions variades en el camp de la medicina de l'esport i també en l'àmbit laboral i de l'ergonomia. Podem utilitzar l'EMGS com a ajut al seguiment d'afeccions de l'aparell locomotor i de trastorns del moviment. En l'àmbit terapèutic, és útil per a la reeducació i la valoració post-tractament. Ens aporta dades quan l'objectiu és la millora del rendiment o la eficàcia d'un gest. En àmbits com el dels trastorns d'origen neuromuscular, s'està avançant cara a poder obtenir, a partir dels traçats electromiogràfics, informació fidedigna sobre les *unitats motores*.

Cal tenir en compte, però, les limitacions de caràcter metodològic i/o d'interpretació que poden existir en cada cas.

## Conflicte d'interessos

Els autors declaren no tenir cap conflicte d'interessos.

## Bibliografia

1. Basmajian JV, De Luca CJ. Muscle alive: their functions revealed by electromyography. Baltimore: Williams and Wilkins; 1985.
2. Kimura J. Electrodiagnosis in diseases of nerve and muscle. Philadelphia: FA. Davis Company; 1983.
3. Gutierrez Rivas E, Jiménez MD, Pardo J, Romero M. Manual de electromiografía clínica. Barcelona: Prous Science; 2000.
4. Soderberg GL, Cook TM. Electromyography in biomechanics. Phys Ther. 1984;64:1813–20.
5. Soderberg GL, Knutson LM. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. Phys Ther. 2000;80:485–498.
6. Vilarroya A, Marco MC, Moros T. Electromiografía cinesiológica. Rehabilitación. 1997;31:230–6.
7. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. Journal of Applied Biomechanics. 1997;13:135–63.
8. Monfort-Pañego M, Vera-García FJ, Sánchez-Zuriaga D, Sarti-Martínez MA. Electromyographic studies in abdominal exercises: a literature synthesis. J Manipulative Physiol Ther. 2009;32:232–44.
9. Marshall P, Murphy B. The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid limb movement. J Electromyogr Kinesiol. 2003;13:477–89.
10. Balestra G, Frassinelli S, Knaflitz M, Molinari F. Time-frequency analysis of surface myoelectric signals during athletic movement. IEEE Eng Med Biol Mag. 2001;20:106–15.
11. Bonato P, Roy SH, Knaflitz M, De Luca CJ. Time-frequency parameters of the surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions. IEEE Trans Biomed Eng. 2001;48:745–53.
12. Bonato P, Boissy P, Della Croce U, Roy SH. Changes in the surface EMG signal and the biomechanics of motion during a

- repetitive lifting task. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2002;10:38–47.
13. Clancy EA, Farina D, Merletti R. Cross-comparison of time- and frequency-domain methods for monitoring the myoelectric signal during a cyclic, force-varying, fatiguing hand-grip task. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005;15:256–65.
  14. Clarys JP. Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics.* 2000;43:1750–62.
  15. Clasby RG, Derro DJ, Snelling L, Donaldson S. The use of surface electromyographic techniques in assessing musculoskeletal disorders in production operations. *Appl Psychophysiol Biofeedback.* 2003;28:161–5.
  16. De Looze M, Bosch T, van Dieën J. Manifestations of shoulder fatigue in prolonged activities involving low-force contractions. *Ergonomics.* 2009;52:428–37.
  17. Delisle A, Larivière C, Plamondon A, Salazar E. Reliability of different thresholds for defining muscular rest of the trapezius muscles in computer office workers. *Ergonomics.* 2009;52:860–71.
  18. Hägg GM, Luttmann A, Jäger M. Methodologies for evaluating electromyographic field data in ergonomics. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10:301–12.
  19. Lamontagne M. Application of electromyography in sport medicine. En: Puddu G, Giombini A, Selvanetti A, editores. *Rehabilitation of sports injuries: current concepts.* Berlín y Heidelberg: Springer Verlag; 2001. p. 31–42.
  20. Nordander C, Hansson GA, Rylander L, Asterland P, Byström JU, Ohlsson K, et al. Muscular rest and gap frequency as EMG measures of physical exposure: the impact of work tasks and individual related factors. *Ergonomics.* 2000;43:1904–19.
  21. Potvin JR, Bent LR. A validation of techniques using surface EMG signals from dynamic contractions to quantify muscle fatigue during repetitive tasks. *J Electromyogr Kinesiol.* 1997;7:131–9.
  22. Benedetti MG. Muscle activation intervals and EMG envelope in clinical gait analysis. *IEEE Eng Med Biol Mag.* 2001;20:33–4.
  23. Benedetti MG, Catani F, Bilotta TW, Marcacci M, Mariani E, Giannini S. Muscle activation pattern and gait biomechanics after total knee replacement. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2002;18:871–6.
  24. Frigo C, Crenna P. Multichannel SEMG in clinical gait analysis: a review and state-of-the-art. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2009;24:236–45.
  25. Rechten JJ, Gelblum JB, Haig AJ, Gitter AJ. Technology assessment: dynamic electromyography in gait and motion analysis. *Muscle Nerve.* 1996;19:396–402.
  26. Benoit DL, Lamontagne M, Cerulli G, Liti A. The clinical significance of electromyography normalisation techniques in subjects with anterior cruciate ligament injury during treadmill walking. *Gait Posture.* 2003;18:56–63.
  27. Botter A, Lanfranco F, Merletti R, Minetto MA. Myoelectric fatigue profiles of three knee extensor muscles. *Int J Sports Med.* 2009;30:408–17.
  28. Cao H, El Hajj Dib I, Antoni J, Marque C. Analysis of muscular fatigue during cyclic dynamic movement. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2007;18:80–3.
  29. Cifrek M, Medved V, Tonković S, Ostojić S. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2009;24:327–40.
  30. Contessa P, Adam A, De Luca CJ. Motor unit control and force fluctuation during fatigue. *J Appl Physiol.* 2009;107:235–43.
  31. Conwit RA, Stashuk D, Suzuki H, Lynch N, Schrager M, Metter EJ. Fatigue effects on motor unit activity during submaximal contractions. *Arch Phys Med Rehabil.* 2000;81:1211–6.
  32. Merletti R, Knaflitz M, De Luca CJ. Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. *J Appl Physiol.* 1990;69:1810–20.
  33. Moritani T, Nagata A, Muro M. Electromyographic manifestations of muscular fatigue. *Med Sci Sports Exerc.* 1982;14:198–202.
  34. Rainoldi A, Falla D, Mellor R, Bennell K, Hodges P. myoelectric manifestations of fatigue in vastus lateralis, medialis obliquus and medialis longus muscles. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008;18:1032–7.
  35. So RC, Ng JK, Lam RW, Lo CK, Ng GY. EMG wavelet analysis of quadriceps muscle during repeated knee extension movement. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41:788–96.
  36. Chendeb M, Khalil M, Duchêne J. Wavelet based method for detection: application in proprioceptive rehabilitation. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2004;1:37–40.
  37. De Luca CJ, Mambrito B. Voluntary control of motor units in human antagonist muscles: coactivation and reciprocal activation. *J Neurophysiol.* 1987;58:525–42.
  38. Wong YM. Recording the vastii muscle onset timing as a diagnostic parameter for patellofemoral pain syndrome: fact or fad? *Phys Ther Sport.* 2009;10:71–4.
  39. Souza DR, Gross MT. Comparison of vastus medialis obliquus: vastus lateralis muscle integrated electromyographic ratios between healthy subjects and patients with patellofemoral pain. *Phys Ther.* 1991;71:310–6.
  40. Cowan SM, Bennell KL, Hodges PW, Crossley KM, McConnell J. Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82:183–9.
  41. Cowan SM, Hodges PW, Bennell KL, Crossley KM. Altered vastii recruitment when people with patellofemoral pain syndrome complete a postural task. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002;83:989–95.
  42. Karst GM, Willett GM. Onset timing of electromyographic activity in the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles in subjects with and without patellofemoral pain syndrome. *Phys Ther.* 1995;75:813–23.
  43. Laprade J, Culham E, Brouwer B. Comparison of five isometric exercises in the recruitment of the vastus medialis oblique in persons with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1998;27:197–204.
  44. Coorevits PL, Danneels LA, Ramon H, Van Audekercke R, Cambier DC, Vanderstraeten GG. Statistical modelling of fatigue-related electromyographic median frequency characteristics of back and hip muscles during a standardized isometric back extension test. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005;15:444–51.
  45. Coorevits P, Danneels L, Cambier D, Ramon H, Druyts H, Stefan Karlsson J, et al. Correlations between short-time Fourier and continuous wavelet transforms in the analysis of localized back and hip muscle fatigue during isometric contractions. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008;18:637–44.
  46. Reger SI, Shah A, Adams TC, Endredi J, Ranganathan V, Yue GH, et al. Classification of large array surface myoelectric potentials from subjects with and without low back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2006;16:392–401.
  47. Geisser ME, Ranavava M, Haig AJ, Roth RS, Zucker R, Ambroz C, et al. A meta-analytic review of surface electromyography among persons with low back pain and normal, healthy controls. *J Pain.* 2005;6:711–26.
  48. Hodges PW, Richardson CA. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine.* 1996;21:2640–50.



49. Hodges PW, Richardson CA. Relationship between limb movement speed and associated contraction of the trunk muscles. *Ergonomics*. 1997;40:1220–30.
50. Hodges PW, Richardson CA. Transversus abdominis and the superficial abdominal muscles are controlled independently in a postural task. *Neurosci Lett*. 1999;265:91–4.
51. Renkawitz T, Boluki D, Grifka J. The association of low back pain, neuromuscular imbalance, and trunk extension strength in athletes. *Spine J*. 2006;6:673–83.
52. Biering-Sørensen F. Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1984;9:106–19.
53. Coorevits P, Danneels L, Cambier D, Ramon H, Vanderstraeten G. Assessment of the validity of the Biering-Sørensen test for measuring back muscle fatigue based on EMG median frequency characteristics of back and hip muscles. *J Electromyogr Kinesiol*. 2008;18:997–1005.
54. Farina D. Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions. *Exerc Sport Sci Rev*. 2006;34:121–7.
55. MacIsaac D, Parker PA, Scott RN. The short-time Fourier transform and muscle fatigue assessment in dynamic contractions. *J Electromyogr Kinesiol*. 2001;11:439–49.
56. Hendrix CR, Housh TJ, Johnson GO, Mielke M, Camic CL, Zuniga JM, et al. Comparison of critical force to EMG fatigue thresholds during isometric leg extension. *Med Sci Sports Exerc*. 2009;41:956–64.
57. Bishop MD, Pathare N. Considerations for the use of surface electromyography. *KAUTPT*. 2004;11:61–70.
58. Ricard MD, Ugrinowitsch C, Parcell AC, Hilton S, Rubley MD, Sawyer R, et al. Effects of rate of force development on EMG amplitude and frequency. *Int J Sports Med*. 2005;26:66–70.
59. Beck TW, Housh T, Fry AC, Cramer JT, Weir J, Schilling B, et al. MMG-EMG cross spectrum and muscle fiber type. *Int J Sports Med*. 2009;30:538–44.
60. Merletti R, Rainoldi A, Farina D. Surface electromyography for noninvasive characterization of muscle. *Exerc Sport Sci Rev*. 2001;29:20–5.
61. Álvarez Fiallo R, Santos Anzorandía C, Medina Herrera E. Implementación de la electromiografía cuantitativa para el estudio de las enfermedades neuromusculares. *Rev Cubana Med Milit*. 2005;34:1–7.
62. Boe SG, Stashuk DW, Brown WF, Doherty TJ. Decomposition-based quantitative electromyography: effect of force on motor unit potentials and motor unit number estimates. *Muscle Nerve*. 2005;31:365–73.
63. Huppertz HJ, Disselhorst-Klug C, Silny J, Rau G, Heimann G. Diagnostic yield of noninvasive high spatial resolution electromyography in neuromuscular diseases. *Muscle Nerve*. 1997;20:1360–70.
64. Merletti R, Holobar A, Farina D. Analysis of motor units with high-density surface electromyography. *J Electromyogr Kinesiol*. 2008;18:879–90.
65. Chen JJ, Sun TY, Lin TH, Lin TS. Spatio-temporal representation of multichannel EMG firing patterns and its clinical applications. *Med Eng Phys*. 1997;19:420–30.
66. Drost G, Stegeman DF, van Engelen BG, Zwarts MJ. Clinical applications of high-density surface EMG: a systematic review. *J Electromyogr Kinesiol*. 2006;16:586–602.
67. Rau G, Disselhorst-Klug C. Principles of high-spatial-resolution surface EMG (HSR-EMG): single motor unit detection and application in the diagnosis of neuromuscular disorders. *J Electromyogr Kinesiol*. 1997;7:233–9.
68. Rau G, Schulte E, Disselhorst-Klug C. From cell to movement: to what answers does EMG really contribute? *J Electromyogr Kinesiol*. 2004;14:611–7.
69. Drost G, Kleine BU, Stegeman DF, van Engelen BG, Zwarts MJ. Fasciculation potentials in high-density surface EMG. *J Clin Neurophysiol*. 2007;24:301–7.
70. Wood SM, Jarratt JA, Barker AT, Brown BH. Surface electromyography using electrode arrays: a study of motor neuron disease. *Muscle Nerve*. 2001;24:223–30.
71. Christie A, Greig Inglis J, Kamen G, Gabriel DA. Relationships between surface EMG variables and motor unit firing rates. *Eur J Appl Physiol*. 2009;107:177–85.
72. De Luca CJ. Control properties of motor units. *J Exp Biol*. 1985;115:125–36.
73. Disselhorst-Klug C, Bahm J, Ramaekers V, Trachterna A, Rau G. Non-invasive approach of motor unit recording during muscle contractions in humans. *Eur J Appl Physiol*. 2000;83:144–50.
74. Farina D, Muhammad W, Fortunato E, Meste O, Merletti R, Rix H. Estimation of single motor unit conduction velocity from surface electromyogram signals detected with linear electrode arrays. *Med Biol Eng Comput*. 2001;39:225–36.
75. Farina D, Fosci M, Merletti R. Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables. *J Appl Physiol*. 2002;92:235–47.
76. Farina D, Holobar A, Gazzoni M, Zazula D, Merletti R, Enoka RM. Adjustments differ among low-threshold motor units during intermittent, isometric contractions. *J Neurophysiol*. 2009;101:350–9.
77. Maathuis EM, Drenthen J, van Dijk JP, Visser GH, Blok JH. Motor unit tracking with high-density surface EMG. *J Electromyogr Kinesiol*. 2008;18:920–30.
78. Suzuki H, Conwit RA, Stashuk D, Santarsiero L, Metter EJ. Relationships between surface-detected EMG signals and motor unit activation. *Med Sci Sports Exerc*. 2002;34:1509–17.
79. Wakeling JM. Spectral properties of the surface EMG can characterize motor unit recruitment strategies. *J Appl Physiol*. 2008;105:1676–7.
80. Meekins GD, So Y, Quan D. American Association of Neuromuscular & Electrodiagnostic Medicine evidenced-based review: use of surface electromyography in the diagnosis and study of neuromuscular disorders. *Muscle Nerve*. 2008;38:1219–24.
81. Rainoldi A, Gazzoni M, Casale R. Surface EMG signal alterations in Carpal Tunnel syndrome: a pilot study. *Eur J Appl Physiol*. 2008;103:233–42.
82. Donaldson S, Donaldson M, Snelling L. SEMG evaluations: an overview. *Appl Psychophysiol Biofeedback*. 2003;28:121–7.
83. Webber A, Virji-Babul N, Edwards R, Lesperance M. Stiffness and postural stability in adults with Down syndrome. *Exp Brain Res*. 2004;155:450–8.
84. Cram JR, Kasman GS. Introduction to surface electromyography, 1st ed. Gaithersburg, Maryland: Aspen Publishers, Inc; 1998.
85. Cram JR. The history of surface electromyography. *Appl Psychophysiol Biofeedback*. 2003;28:81–91.
86. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. European recommendations for surface electromyography. SENIAM Project. Roessingh Research and Development; 1999.
87. Beck TW, Housh TJ, Cramer JT, Stout JR, Ryan ED, Herda TJ, et al. Electrode placement over the innervation zone affects the low-, not the high-frequency portion of the EMG frequency spectrum. *J Electromyogr Kinesiol*. 2009;19:660–6.
88. Beck TW, Housh TJ, Cramer JT, Weir JP. The effect of the estimated innervation zone on EMG amplitude and center frequency. *Med Sci Sports Exerc*. 2007;39:1282–90.
89. Beck TW, Housh TJ, Johnson GO, Weir JP, Cramer JT, Coburn JW, et al. The effects of interelectrode distance on electromyographic amplitude and mean power frequency during isokinetic and isometric muscle actions of the biceps brachii. *J Electromyogr Kinesiol*. 2005;15:482–95.
90. Wong Y-M, Ng GYF. Surface electrode placement affects the EMG recordings of the quadriceps muscles. *Physical Therapy in Sport*. 2006;7:122–7.
91. Mercer JA, Bezodis N, DeLion D, Zachry T, Rubley MD. EMG sensor location: Does it influence the ability to detect

- differences in muscle contraction conditions? *J Electromyogr Kinesiol.* 2006;16:198–204.
92. Piitulainen H, Rantalainen T, Linnamo V, Komi P, Avela J. Innervation zone shift at different levels of isometric contraction in the biceps brachii muscle. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009;19:667–75.
93. Piitulainen H, Bottas R, Linnamo V, Komi P, Avela J. Effect of electrode location on surface electromyography changes due to eccentric elbow flexor exercise. *Muscle Nerve.* 2009;40:617–25.
94. De Luca CJ, Merletti R. Surface myoelectric signal cross-talk among muscles of the leg. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1988;69:568–75.
95. Mesin L, Smith S, Hugo S, Viljoen S, Hanekom T. Effect of spatial filtering on crosstalk reduction in surface EMG recordings. *Med Eng Phys.* 2009;31:374–83.
96. Van Vugt JP, van Dijk JG. A convenient method to reduce crosstalk in surface EMG. *Clin Neurophysiol.* 2001;112:583–592.
97. Watanabe K, Akima H. Cross-talk from adjacent muscle has a negligible effect on surface electromyographic activity of vastus intermedius muscle during isometric contraction. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009;19:e280–9.
98. Pope MH, Aleksiev A, Panagiotacopoulos ND, Lee JS, Wilder DG, Freiesen K, et al. Evaluation of low back muscle surface EMG signals using wavelets. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2000;15:567–73.
99. Karlsson S, Gerdle B. Mean frequency and signal amplitude of the surface EMG of the quadriceps muscles increase with increasing torque—a study using the continuous wavelet transform. *J Electromyogr Kinesiol.* 2001;11:131–40.
100. Xiao S, Leung SCS. Muscle fatigue monitoring using wavelet decomposition of surface EMG. *Biomedical Sciences Instrumentation.* 1997;34:147–52.
101. Merletti R, Lo Conte LR. Surface EMG signal processing during isometric contractions. *J Electromyogr Kinesiol.* 1997;7:241–50.