



apunts

MEDICINA DE L'ESPORT

www.apunts.org



REVISIÓN

Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte

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

Facultad de Ciencias de la Salud Blanquerna, Universitat Ramon Llull, Barcelona, España

Recibido el 22 de enero de 2010; aceptado el 5 de febrero de 2010

PALABRAS CLAVE

Electromiografía de superficie;
Aplicaciones;
Fatiga;
Biomecánica;
Electrofisiología

Resumen

Las técnicas electrofisiológicas (neurografía y electromiografía de aguja) permiten una aproximación al conocimiento de la función neuromuscular. La electromiografía obtiene la actividad eléctrica del músculo en reposo o activo (contracción voluntaria máxima y estática). En su aplicación clínica, asiste al diagnóstico y al seguimiento de un proceso de tipo neuromuscular.

Por otro lado, la electromiografía de superficie (EMGS) o kinesiológica permite estudiar la actividad muscular en acciones dinámicas, siendo aplicable al análisis biomecánico de un gesto, al análisis de la marcha, en estudios de fatiga muscular y de rendimiento deportivo y en áreas como la medicina laboral y la ergonomía.

La EMGS ofrece algunas ventajas: es incruenta y permite analizar simultáneamente distintos músculos en movimiento y en acciones de duración ilimitada. El procesado de la señal electromiográfica proporciona parámetros de amplitud y frecuencia para estudios descriptivos y comparativos. No obstante, no permite valorar la musculatura profunda y aporta menos definición que los electromiogramas de aguja.

© 2010 Consell Català de l'Esport. Generalitat de Catalunya. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

KEYWORDS

Surface
electromyography;
Applications;
Fatigue;
Biomechanics;
Electrophysiology

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

*Autora para correspondencia.

Correo electrónico: nuriamo@blanquerna.url.edu (N. Massó).

of the muscular activity in dynamics, which we can apply to the biomechanical movement 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.

Introducción

Las técnicas electrofisiológicas nos permiten obtener de forma relativamente sencilla información muy valiosa sobre la actividad neuromuscular¹. En clínica, estas técnicas se suelen concretar en dos: la neurografía y la electromiografía de aguja. La primera permite estudiar el potencial de respuesta de una rama nerviosa sensitiva, motora o mixta sometida a un estímulo eléctrico aplicado sobre la superficie. La segunda posibilita el registro directo y preciso de la actividad eléctrica del músculo estudiado, tanto en reposo como en los intentos de contracción máxima.

Otra técnica de registro de la actividad eléctrica del músculo es la electromiografía de superficie (EMGS), que ofrece otras ventajas y aplicaciones, tanto en investigación como en la práctica clínica. En la presente revisión se presentan detalles de esta técnica así como sus aplicaciones principales en el momento actual.

Definición de electromiografía

La electromiografía es un registro de la actividad eléctrica muscular, y por tanto constituye una extensión de la exploración física y prueba la integridad del sistema motor^{2,3}.

Se puede decir que la EMGS, a veces denominada electromiografía cinesiología, es el análisis electromiográfico que permite recoger la señal eléctrica de un músculo en un cuerpo en movimiento^{4,6}. Hay que matizar que, según esta definición, su uso se limita a las acciones que implican movimiento. No obstante, también es aplicable al estudio de acciones estáticas que requieren un esfuerzo muscular de carácter postural.

Se parte de la base de que la activación muscular implica:

- Una difusión iónica previa dentro del músculo, la cual genera un campo eléctrico a su alrededor proporcional a la concentración iónica. Este campo eléctrico es detectado mediante los electrodos de EMG.
- Una consecuente respuesta mecánica debida al momento articular generado por la fuerza que realiza el músculo al contraerse.

La finalidad principal de este tipo de medida es conocer la actividad de uno o varios músculos en una acción concreta. Ello incluye:

- Determinar, en cada instante, si el músculo está activo o inactivo.
- Saber qué grado de actividad muestra durante los períodos en que se halla activo.
- Conocer qué tipo de relación o interacción mantiene con el resto de músculos implicados en la acción que se va a estudiar (concepto de *coordinación intermuscular*).

Para poder identificar los instantes y períodos en que se produce la activación de los diferentes músculos en una determinada acción dinámica, es fundamental sincronizar el registro electromiográfico con el de otros sistemas de medición que aporten datos cinemáticos. Estos sistemas suelen implicar la utilización de cámaras, electrogoniómetros u otros elementos de registro con sus correspondientes programas informáticos, y proporcionan valores de posición, velocidad y aceleración. Por otro lado, se puede complementar el estudio con sistemas de análisis de fuerzas, también denominados cinéticos, como son la podometría y la plataforma de fuerzas. Por ello, la EMGS forma parte y se ha introducido como elemento importante del análisis biomecánico^{4,7}.

Utilidades y aplicaciones de la EMGS

Análisis de un gesto

El análisis del movimiento suele incluir un estudio cinemático y un estudio cinético. La cinemática se encarga de la determinación de parámetros de posición, velocidad y aceleración, tanto lineales como angulares. Con este fin se utilizan distintos sistemas de cámaras y marcadores de posición. El estudio cinético determina las fuerzas internas o externas actuantes y relacionadas con el gesto analizado. Para ello, se utilizan instrumentos como las plataformas de fuerza u otros dispositivos que integran medidores de fuerza. La electromiografía nos permite el registro de la actividad muscular, y a menudo es aconsejable realizarla de forma sincronizada a un registro cinemático. Así, se pueden contrastar los dos tipos de datos y conocer:

- El tiempo de activación del músculo, su inicio y final en relación a la posición articular.
- El grado de actividad muscular, que refleja el nivel de esfuerzo muscular pero que no debe confundirse con el nivel de fuerza muscular, ya que la señal eléctrica detec-

tada está en función de la concentración iónica existente en el músculo.

La EMGS nos facilita tareas como la de definir la participación muscular en un determinado gesto⁸ u observar la activación de la musculatura de un segmento en respuesta a la movilización de otros segmentos⁹. Estos aspectos son relevantes en áreas como la medicina del deporte, la medicina laboral y, cada vez más, en los estudios ergonómicos¹⁰⁻²¹.

Análisis de la marcha

Los estudios de la marcha constituyen un tipo específico de análisis del movimiento, con la particularidad de ser la marcha una acción cíclica y compleja. Actualmente existen programas cerrados para analizarla, que posibilitan la comparación de los datos obtenidos en un individuo respecto a los considerados dentro de la normalidad, así como, de forma intraindividual, los de una extremidad con la otra.

La EMGS orienta sobre los tiempos de activación y la coordinación intermuscular, parámetros importantes en la valoración de patologías con trastornos del movimiento y trastornos de origen neurológico que afectan a la marcha, así como en la valoración posquirúrgica en casos de colocación de prótesis articulares²²⁻²⁵ y en los casos de inestabilidad articular y/o lesión ligamentosa²⁶.

Evaluar la fatiga

En acciones prolongadas tienen lugar una serie de cambios electrofisiológicos ligados a la aparición de un proceso de fatiga, que se traducen en modificaciones observables en los trazados electromiográficos. Ello reviste especial interés en medicina del deporte, en medicina laboral y en ergonomía. Así, podemos determinar la existencia o no de este proceso de fatiga, analizar su evolución en el tiempo y comparar su comportamiento en diferentes situaciones^{11,20,27-35}.

Valoración de la actividad muscular durante un proceso diagnóstico y/o terapéutico

La EMGS puede ser muy útil en la valoración inicial y durante un tratamiento o proceso de recuperación. El grado de activación muscular, la comparación con la extremidad sana, la observación de la coordinación muscular o de la relación agonista-antagonista son fenómenos que se pueden ver alterados en situaciones patológicas y de los que se busca restaurar la normalidad. La EMGS es un método adecuado en estos casos^{36,37}.

Se han llevado a cabo experiencias mediante EMGS, con resultados aún poco claros, en la valoración y el seguimiento del síndrome femoropatelar³⁸. Algunos estudios han observado la existencia de alteraciones en el patrón de activación del vasto medial y del vasto lateral del cuádriceps en estos pacientes³⁹⁻⁴¹, aunque otros estudios no han obtenido estos resultados^{42,43}.

En el caso de la lumbalgia, se han observado alteraciones significativas en los registros electromiográficos que posibilitan una mayor comprensión de la afectación, ayudando a su diagnóstico, tratamiento y prevención⁴⁴⁻⁴⁶. En algunos estudios se ha observado un mayor grado de activación de la

musculatura lumbar en personas afectadas de lumbalgia en comparación al grupo control⁴⁷. Otros muestran un retardo en la activación del músculo transverso del abdomen en los movimientos de las extremidades⁴⁸⁻⁵⁰. En algunos casos también se ha demostrado un desequilibrio neuromuscular de la musculatura extensora del raquis⁵¹, y en otros se ha determinado una alteración de la frecuencia mediana de la señal electromiográfica en la evaluación física de estos pacientes durante un conocido test isométrico de resistencia de la musculatura extensora de tronco^{44,52,53}.

Facilitar técnicas de *biofeedback*

La EMGS es un instrumento esencial en esta técnica, aplicable cuando es necesaria una reeducación postural. La señal electromiográfica proporciona información al paciente y al terapeuta sobre los momentos de activación de los músculos a los cuales va dirigido el tratamiento. En el ámbito de la rehabilitación, la EMGS puede suponer una herramienta útil en el trabajo de propiocepción³⁶.

Evaluación del rendimiento deportivo

El hecho de que la EMGS pueda analizar situaciones dinámicas le aporta especial interés en el campo del deporte^{54,55}. La mejora en la eficacia de un gesto implica la utilización correcta del trabajo muscular, tanto en términos de economía del esfuerzo como de rentabilidad y de prevención de lesiones. En un proceso de entrenamiento, pueden buscarse mejoras en estos parámetros, realizar un seguimiento y determinar aspectos para corregir o mejorar^{7,14,19,56}. En especial, se puede mejorar la ejecución de una tarea en términos de activación muscular y/o en términos de fatiga muscular, basándonos en el análisis de frecuencias de los trazados electromiográficos obtenidos¹⁰. Hay que tener presente que la EMG no nos aporta parámetros de fuerza muscular^{54,57}, aunque sí es un indicador del esfuerzo muscular realizado en una determinada acción^{6,14,58}. En este sentido, es importante remarcar que la relación existente entre la actividad EMG y la fuerza es únicamente una apreciación cualitativa⁷.

Recientemente, también se está experimentando en el campo del deporte en aplicaciones como son la valoración del tipo de fibra⁵⁹ o la caracterización muscular⁶⁰.

Valoración de trastornos de carácter neuromuscular

Cuando existe una patología neuromuscular de base, se muestran cambios en el análisis de la señal electromiográfica. Sobre el trazado obtenido mediante electrodo de aguja se puede observar una señal eléctrica anómala indicativa de patología, pudiéndose realizar también un análisis cuantitativo^{61,62}. En el caso de la EMGS, la resolución de la señal es menor y por tanto se pierde información respecto a la que nos aporta un registro con electrodo de aguja. Desde hace algunos años se han desarrollado métodos para paliarlo. En este sentido, se han llevado a cabo estudios de electromiografía dinámica mediante electrodos intramusculares especialmente diseñados, y que son flexibles. También se está trabajando con *electromiografía de alta resolución*

espacial (HSR EMG) que, mediante un sistema multielectrodo en superficie, intenta aproximar la información obtenida de los trazados en superficie a los obtenidos intramuscularmente^{63,64}. El objetivo es poder analizar los *potenciales de unidad motora* (PUM) de forma similar a como se hace con las técnicas de electromiografía clínica, para poder contribuir en el diagnóstico y el seguimiento de trastornos de origen neuromuscular⁶⁵⁻⁶⁸. Se pretende detectar la presencia de potenciales patológicos como serían los potenciales tipo fasciculación^{69,70} aprovechando las facilidades de la EMGS respecto a los factores tiempo y espacio de detección. También se trabaja en la obtención del tipo y número de PUM y las estrategias de reclutamiento de las *unidades motoras* (UM), aunque de momento existe controversia y diversidad de resultados⁷¹⁻⁷⁹. Hay evidencias de que la EMGS puede colaborar en la detección de problemas de carácter neuromuscular, así como estudiar la fatiga asociada a algunos trastornos como el síndrome post-polio o la distrofia miotónica⁸⁰. Sin embargo, no está clara su utilidad real a la hora de distinguir entre un proceso neuropático y/o miopático⁸⁰. Hay experiencias incluso en la valoración de algunas neuropatías por atrapamiento mediante EMGS⁸¹. Podemos decir que este campo de aplicación es muy interesante y requiere una ampliación y contrastación de resultados.

Coactivación

Otro aspecto que se puede analizar mediante EMGS es el fenómeno de la *coactivación*, entendido como la existencia simultánea de actividad en músculos agonistas y antagonistas^{37,82}, importante en la valoración de la calidad del movimiento. Alteraciones importantes en la coactivación se relacionan con situaciones de inmadurez del sistema neuromuscular, observándose también en concreto en individuos con síndrome de Down⁸³.

Metodología de la EMGS

Es importante una buena preparación del paciente y la aplicación de una buena técnica⁸⁴⁻⁸⁶. También es necesario vigilar posibles errores en la interpretación de los registros⁵. La EMGS implica tres fases (fase previa, de registro y de procesado) que se exponen a continuación:

Fase previa

1. *Preparación del individuo e información previa*. Es preciso informar adecuadamente al individuo sobre el procedimiento que seguiremos durante la sesión de registro y de algunos aspectos del estudio, como los objetivos, la utilidad y posibles aplicaciones del mismo. Es necesario obtener su consentimiento informado firmado, conforme al cual el individuo manifiesta haber sido informado así como su aprobación e interés en la obtención del registro. Conviene recoger información sobre hábitos tóxicos, ingesta de medicamentos y existencia de patologías, principalmente las que puedan afectar la función muscular. Hay que consignar la existencia de afecciones neuromusculares y patología musculoesquelética. Según el estudio, también será necesario obtener parámetros antropométricos como el peso y la talla.

2. *Preparación de la piel*. Hay que reducir la impedancia existente con el fin de obtener una señal eléctrica de calidad. Para ello, es aconsejable el afeitado y frotar la piel con un gel abrasivo para disminuir la capa de piel seca o células muertas, y eliminar el sudor mediante una limpieza con alcohol.

3. *Colocación de los electrodos*. La buena localización de los electrodos es esencial para obtener una señal correcta⁸⁷⁻⁹⁰. La ubicación adecuada es, siempre que sea posible, en la línea media del vientre muscular, entre la unión miotendinosa y el punto motor^{84,91,92}. Para ello, existen guías publicadas en las que conviene basarse para asegurar una correcta metodología⁸⁴. Es muy importante mantener siempre la misma localización en los diferentes individuos y en los diferentes registros practicados a un mismo individuo, dado que la señal registrada varía en función de la zona del músculo sobre la que colocamos los electrodos. También es conveniente mantener una distancia interelectrodo óptima^{84,89,93}. Asimismo, debe intentarse evitarse el fenómeno denominado *cross-talk*, que consiste en la contaminación de la señal procedente del músculo estudiado por la de otros músculos cercanos^{84,94-97}. Para ello hay que evitar las zonas adyacentes a otros músculos y testear bien la actividad del músculo que registramos. Otra contaminación posible de la señal eléctrica corresponde a la actividad cardíaca que aparece en los registros a nivel torácico superior y escapular. Existen programas encaminados a eliminarla.

Cada músculo se examina mediante la colocación de dos electrodos, separados por una distancia de uno o dos centímetros entre ellos (fig. 1). La utilización de electrodos de superficie hace que exista lo que entendemos como *volumen de detección*, es decir, el volumen de tejido del que el electrodo es capaz de detectar señal eléctrica. La energía captada proveniente de las unidades motoras dependerá de la profundidad a la que se sitúen las mismas dentro de dicho volumen de detección, de forma que, a mayor profundidad, menos energía llegará al electrodo. El *volumen de conducción* es el volumen de tejido a través del cual viaja la señal eléctrica hasta los electrodos.

Adicionalmente, hay que colocar un electrodo de referencia lejos de la zona de registro y en un tejido eléctricamente neutro. Para ello se suelen escoger zonas próximas a un plano óseo, como por ejemplo la diáfisis tibial o la apófisis estiloides cubital en la muñeca.

Ventajas e inconvenientes de los electrodos de superficie (fig. 1)

- Permiten un registro global del músculo.
- No son invasivos.
- No presentan limitaciones en cuanto a la superficie estudiada ni al tiempo de registro.
- Sólo posibilitan el estudio de la musculatura superficial.
- Precisan de una correcta preparación de la piel.
- Se obtienen trazados con un espectro de frecuencias más bajo.

Ventajas e inconvenientes de los electrodos intramusculares (fig. 2)

- Permiten un registro más localizado del músculo.
- Son invasivos.

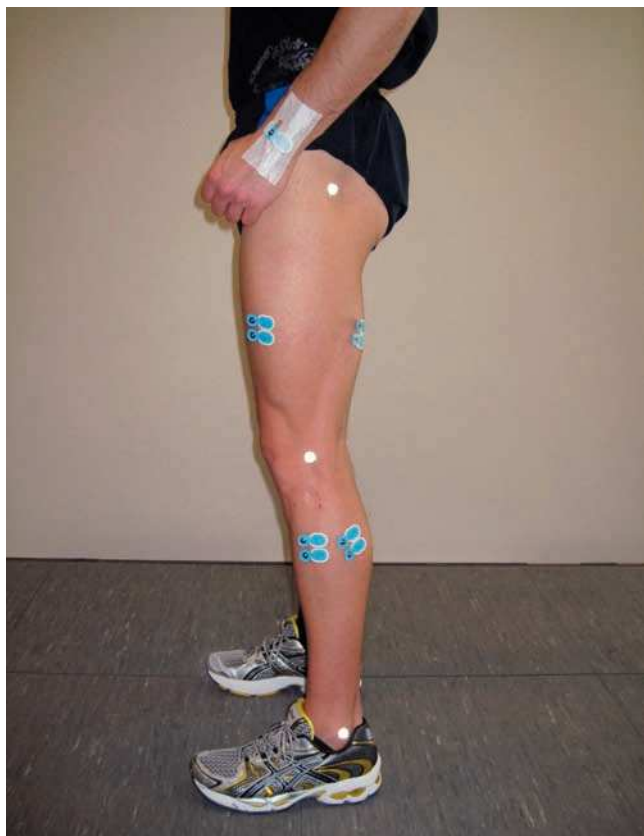


Figura 1 Ejemplo de localización de los electrodos de superficie sobre la musculatura que se va a analizar (vasto externo, isquiotibiales, peroneo largo y gastrocnemio externo). En este caso, el análisis se acompaña de un estudio cinemático, por lo que también se colocan marcadores reflectantes sobre distintos puntos anatómicos de referencia

- Posibilitan el estudio de musculatura superficial y profunda.
- Menor grado de preparación de la piel.
- Captan un espectro de frecuencias más alto.

Fase de registro

4. *Obtención de la contracción voluntaria máxima (CVM)*. Es necesaria para la normalización de los trazados obtenidos respecto a la actividad máxima de aquel músculo y en aquel individuo. De esta forma, nos permite comparar diferentes registros de sujetos distintos. Con este fin, generalmente se obtienen tres contracciones isométricas máximas de 6 segundos, con un breve descanso entre ellas, que nos servirán para calcular un promedio de los periodos intermedios de las tres. Así, se podrá comparar entre valores no absolutos (fig. 3).

5. *Registro*. Es la fase de adquisición de la señal electromiográfica correspondiente a la acción o gesto a estudiar (fig. 4).

Fase de procesado

6. *Procesado de la señal*. Hay que preparar la señal obtenida directamente (señal bruta o *raw signal*) con el fin de que sea fácilmente observable y analizable. El tipo de procesa-

do dependerá del tipo de análisis que nos interese hacer del trazado. Esencialmente se realizan dos tipos de análisis: el de amplitudes y el de frecuencias.

Análisis de amplitudes

Este análisis pretende convertir una señal electromiográfica de valores alternos positivos y negativos y de elevada variabilidad en un gráfico que se aproxime al nivel de activación muscular. Para ello, se sigue el siguiente proceso:

- Filtrado de la señal, eliminando potenciales de amplitudes y/o frecuencias fuera del espectro habitual, y que suelen corresponder a artefactos o a cualquier tipo de contaminación del registro.
- Rectificación de la señal, pasando todos los voltajes negativos a positivos. Equivale a tomar el valor absoluto de la señal, sin tener en cuenta el signo.
- Aplicación de un algoritmo de suavizado (*smoothing*) con el objetivo de obtener una imagen más próxima a la activación muscular y más fácil de observar. Uno de los algoritmos más utilizados es la *Root Mean Square*, fórmula que representa la potencia de la señal.
- Normalización respecto a la CVM, en la que se dividen los valores numéricos de amplitud resultantes del algoritmo de suavizado por el valor de la contracción voluntaria máxima, obteniendo valores en porcentaje relativos a este último.

Análisis de las frecuencias

- Filtrado. Este procesado es el ya descrito en el apartado de análisis de amplitudes. Únicamente será necesario aplicarlo en el caso de no haberlo hecho con anterioridad.
- Aplicación de la *Fast Fourier Transform* (FFT) o sistema de descomposición de la señal en las diferentes frecuencias que la componen (fig. 5). El objetivo es determinar el espectro de frecuencias de la señal electromiográfica. La teoría de la señal dice que cualquier señal variable se puede obtener sumando diferentes señales de una sola frecuencia con diferentes amplitudes. El espectro de frecuencias de una señal es la gráfica que informa de las frecuencias que conforman esta señal y de la intensidad con que participan.

La FFT es un procesado ideal para acciones estáticas, pues supone que el espectro de frecuencias no varía en el tiempo. En acciones dinámicas, este hecho no es esperable y en consecuencia se están imponiendo otros métodos de análisis frecuencial que muestran la variación del espectro en el tiempo, como por ejemplo la *wavelet*. Pope et al⁹⁸ han realizado un estudio sobre la musculatura extensora de columna a nivel L3, encontrando que la *wavelet* detecta mejor que la FFT las variaciones de la actividad muscular respecto al tiempo. Karlsson y Gerdle⁹⁹ también han utilizado la *wavelet* en acciones isométricas crecientes de extensores de rodilla. Xiao y Leung¹⁰⁰ apoyan la utilización de este mismo método en acciones isocinéticas de intensidad máxima.

El análisis frecuencial en el tiempo, además de ser útil en acciones dinámicas, también lo es en situaciones de fatiga por esfuerzo prolongado, en las que el espectro tiende a desplazarse hacia la izquierda en el gráfico, a valores de frecuencia más bajos.

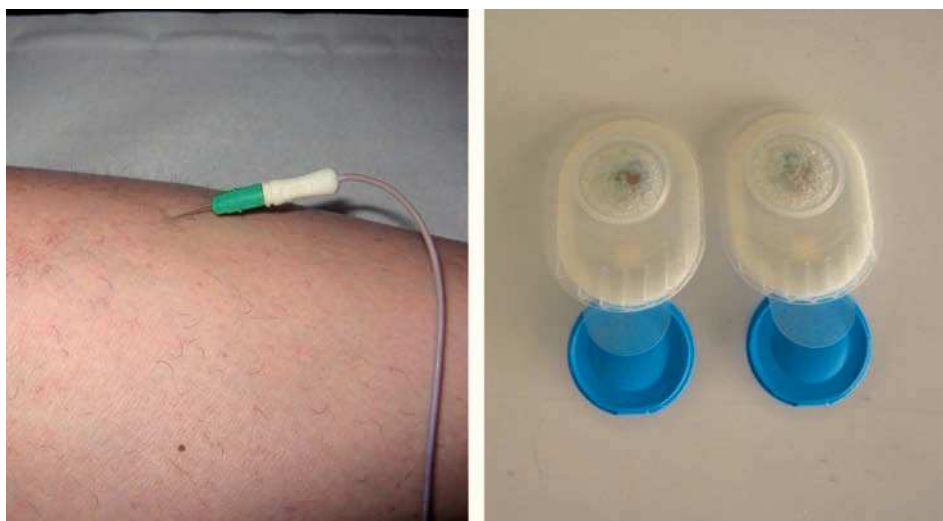


Figura 2 Electrodo intramuscular de aguja durante un registro en reposo del músculo (izquierda). Electrodo de superficie (derecha).

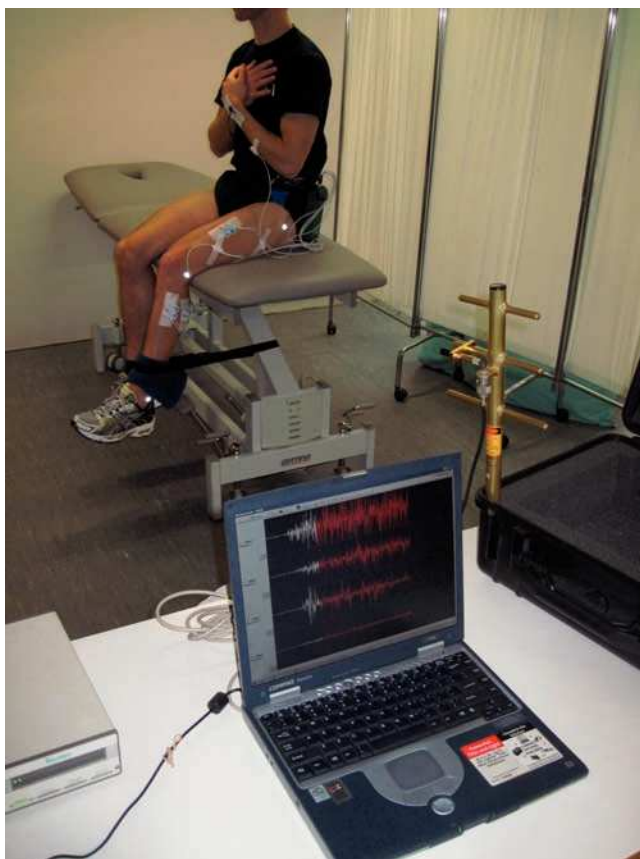


Figura 3 Registro de la contracción voluntaria máxima. En este caso se registra el músculo cuádriceps.

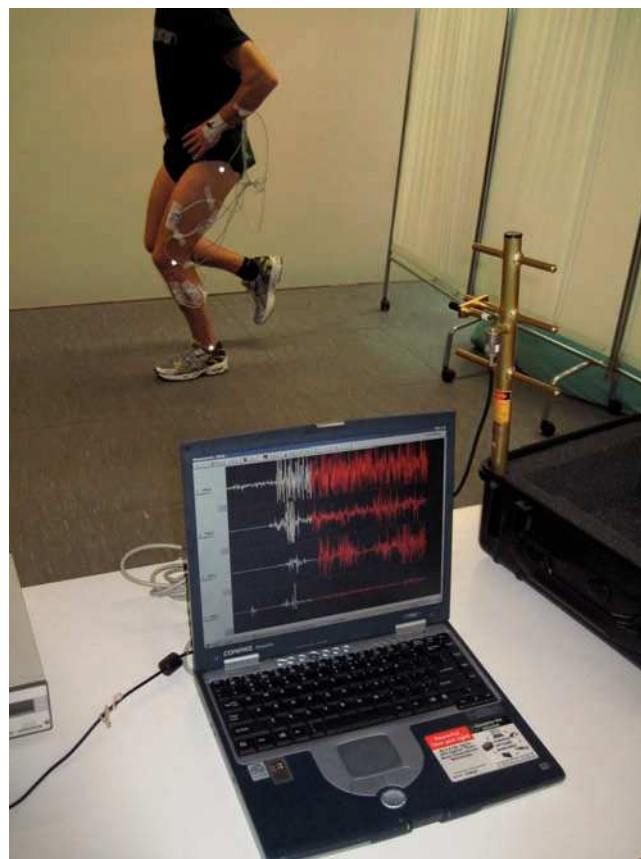


Figura 4 Adquisición de la señal electromiográfica durante la fase de registro.

Limitaciones de la EMGS

La EMGS nos permite, por las características de los electrodos utilizados, estudiar distintos músculos a la vez, sin que ello suponga una molestia para el individuo, con la ventaja

que también supone el hecho de que la mayoría de equipos de EMGS cuentan con la capacidad de entrada de distintos canales simultáneamente (correspondientes a músculos distintos). También nos permite una mayor reproducibilidad de los trazados obtenidos en diferentes registros. Por otro

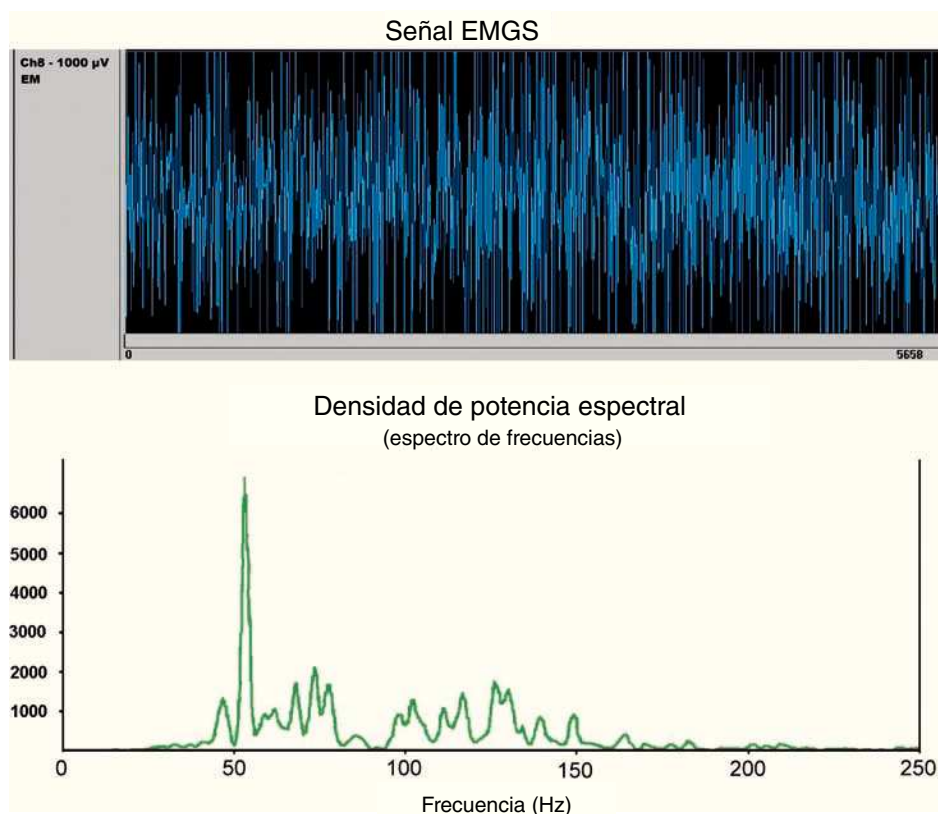


Figura 5 Representación gráfica del espectro de frecuencias obtenido a partir de un registro electromiográfico.

lado, el registro adquirido es más representativo del músculo en conjunto y no de una zona determinada.

No obstante, como ya se ha comentado, obtener trazados que aporten menor información en cuanto a las características de los PUM supone una limitación en aquellos casos en que interesa este tipo de examen en concreto.

Otra limitación es el hecho de que, en algunas acciones dinámicas, puede existir desplazamiento relativo entre músculo y electrodos que provoca modificación en el volumen del músculo analizado. Un cambio en la posición relativa del músculo respecto al electrodo hace que no se mantenga en todo momento la misma relación espacial entre ambos, lo que afecta a la intensidad de la señal registrada. Por ello, las mejores condiciones para la EMGS, según la utilidad y aplicación que se quiera conseguir, son las que se aproximen más a un trabajo de tipo isométrico^{7,54,57,101}.

Por último, cuando lo que interesa es describir y/o comparar un patrón motor, se aconseja sobre todo el estudio de acciones que sean cíclicas, lo que permite comparar períodos idénticos de diferentes ciclos.

Conclusiones

Actualmente disponemos de medios para obtener estudios electromiográficos de superficie que completen el análisis biomecánico, con aplicaciones variadas en el campo de la medicina del deporte y también en el ámbito laboral y de

la ergonomía. Podemos utilizar la EMGS en el seguimiento de afecciones del aparato locomotor y de trastornos del movimiento. En el ámbito terapéutico, es útil para la reeducación y la valoración postratamiento. Nos aporta datos cuando el objetivo es la mejora del rendimiento o la eficacia de un gesto. En afecciones como los trastornos de origen neuromuscular se está avanzando con el fin de poder obtener, a partir de los trazados electromiográficos, información fidedigna sobre las unidades motoras.

Sin embargo, hay que tener presentes las limitaciones de carácter metodológico y/o de interpretación que pueden existir en cada caso.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Bibliografía

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: F.A. 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;80:485-98.
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, Schrage 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;112:583-92.
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.