

# Actividad electromiográfica (EMG) durante el pedaleo, su utilidad en el diagnóstico de la fatiga en ciclistas

Alfredo Córdova<sup>1</sup>, Iván Nuin<sup>2</sup>, Diego Fernández-Lázaro<sup>2</sup>, Ibán Latasa<sup>3</sup>, Javier Rodríguez-Falces<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Bioquímica, Biología Molecular y Fisiología. Facultad de Fisioterapia. Campus Universitario de Soria. Universidad de Valladolid. Soria. <sup>2</sup>Consulting de Recuperación Global. Bilbao. <sup>3</sup>Departamento de Imagenía Electrónica y Eléctrica. Universidad Pública Navarra, Pamplona.

**Recibido:** 25.01.2017

**Aceptado:** 16.03.2017

## Resumen

La fatiga muscular tiene múltiples definiciones, pero con una misión especial cual es la misión protectora, avisando al organismo sobre la debilidad o la aparición de una incapacidad funcional. En esta revisión se hace un análisis de las aplicaciones de la electromiografía (EMG) como técnica para comprender los patrones de activación musculares durante el pedaleo y la aparición de fatiga muscular.

Se ha realizado una revisión en la cual se analizan las variaciones de la actividad EMG durante las fases del pedaleo. El movimiento del pedaleo ha sido estudiado exhaustivamente y se ha llegado a distinguir 4 fases en el pedaleo que originan la propulsión y el recobro. Mediante el uso de la EMG se pueden describir los patrones de activación típicos, en cuanto al nivel de actividad y el tiempo de activación de los principales músculos de las extremidades inferiores. La actividad muscular y la coordinación pueden variar entre personas a lo largo de un solo ciclo de pedaleo y entre diferentes ciclos de la misma persona. También se examinan los principales factores que pueden influir en estos patrones EMG durante las fases del pedaleo. Asimismo, se describe la influencia de factores como la potencia de salida, cadencia o frecuencia de pedaleo, pendiente y postura, interfaz calzado pedal, nivel de entrenamiento y fatiga muscular, que producen alteraciones en el tiempo de activación y coordinación muscular.

## Palabras clave:

EMG. Pedaleo. Ciclismo. Fatiga.

En conclusión, la EMG permite detectar la aparición de la fatiga muscular, bien de origen central o periférico. También, estimar el umbral de fatiga de neuromuscular a partir de la amplitud EMG durante un test incremental en un cicloergómetro. Al aumentar de la amplitud para intentar mantener la fuerza y una disminución del espectro de frecuencias.

## Electromyographic (EMG) activity during pedaling, its utility in the diagnosis of fatigue in cyclists

### Summary

Muscle fatigue has multiple definitions, but with a special mission what is the protective mission, warning the body about weakness or the appearance of a functional disability. In this review, we present the applications of Electromyography (EMG) as a technique to gain insight into the activation patterns during cycling and the onset of fatigue.

A narrative review has been carried out in which analysis of the EMG activity during the different phases of the pedal cycle. The movement of the pedal has been studied exhaustively and has been able to distinguish 4 phases in the pedaling that originate the propulsion and the recovery. By using the EMG it is possible to describe the typical activation patterns in terms of the activity level and activation time of the main muscles of the lower limbs. Muscle activity and coordination can vary between people throughout a single cycle of pedaling and between different cycles of the same person. Moreover, we examine the main factors that can influence these electromyographic patterns during the pedal cycle. We also describe the influence of factors such as output power, cadence or frequency of pedaling, slope and posture, foot pedal interface, training level and muscle fatigue that produce alterations in the time of activation and muscular coordination.

In conclusion, we believe that EMG can detect the occurrence of muscle fatigue, either of central or peripheral origin. The method used to estimate the neuromuscular fatigue threshold from the EMG amplitude during an incremental test on a cycle ergometer is presented. In general there is an increase in amplitude to try to maintain the force and a decrease in the frequency spectrum.

## Key words:

EMG. Pedaling. Cyclism. Fatigue.

**Correspondencia:** Alfredo Córdova Martínez  
E-mail: a.cordova@bio.uva.es

## Introducción

La fatiga muscular tiene múltiples definiciones, aunque podríamos asumir la siguiente "la disminución en el rendimiento físico asociado a un aumento real y/o a la dificultad percibida al realizar una tarea o ejercicio"<sup>1-3</sup>. En realidad tiene una misión protectora, avisando al organismo sobre la debilidad en las reservas energéticas o que empieza a aparecer una incapacidad funcional<sup>1-3</sup>.

Este signo/síndrome tan frecuente, se presenta con mayor énfasis en el deportista. Dentro de los deportes es mucho más evidente y fácil de evaluar y diagnosticar en deportes individuales como es el ciclismo. Por ello, el objetivo de esta revisión es conocer el comportamiento electromiográfico y su utilidad en el diagnóstico de la fatiga. Hemos de decir que la electromiografía (EMG) es una técnica cada vez más usada en electrofisiología como medio de valoración del comportamiento muscular y especialmente en el diagnóstico de la fatiga.

Durante el proceso de la contracción muscular se producen una serie de acontecimientos dominados por órdenes cerebrales que desembocan en los puentes cruzados de actina-miosina, por lo que la fatiga puede estar asociada a alteraciones en el sistema nervioso central (SNC) o por causas asociadas a la actividad contráctil<sup>1-3</sup>. Por ello, desde un punto de vista práctico podemos distinguir dos tipos de fatiga, que van a intervenir directamente en el proceso de contracción muscular: a) fatiga central o de regulación, donde la causa se sitúa por encima de la placa motora, provocando una disminución de la activación voluntaria del músculo que es debida a una disminución del número y tasas de descarga de las unidades motoras (UMs), reclutadas al inicio de la generación de la fuerza muscular; b) fatiga periférica o de efectuación, que afecta a estructuras por debajo de la placa motora, produciéndose una disminución en la fuerza muscular de contracción de las fibras musculares y cambios en los mecanismos que subyacen a la transmisión de los potenciales de acción muscular<sup>1-3</sup>.

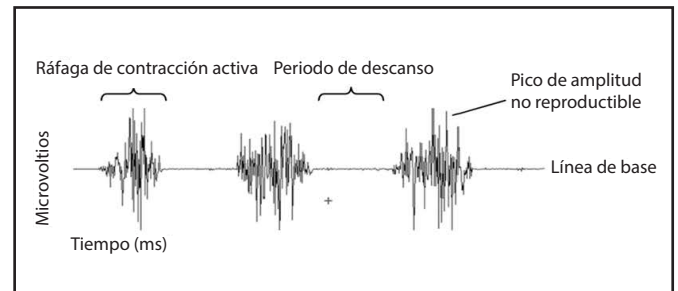
Durante las contracciones sostenidas en esfuerzos máximos o submáximos se produce fatiga central y periférica, mientras que en contracciones intermitentes sólo se produce fatiga central. La fatiga es más evidente en esfuerzos máximos, si es un esfuerzo submáximo o hay suficiente descanso entre contracciones se produce solamente fatiga periférica<sup>2,3</sup>.

## Algunos conceptos de la electromiografía (EMG)

La EMG es una medida de valoración indirecta de la actividad muscular, ya que detecta la actividad eléctrica que se genera por el paso del impulso nervioso que provoca un potencial de acción en la membrana de la célula muscular. Este potencial está compuesto por tres fases: la despolarización de la membrana, la repolarización y un periodo de hiperpolarización, generando un campo eléctrico que es recogido por los electrodos de EMG<sup>4,5</sup>.

En estudios dinámicos las unidades motoras de activación (UMAs) detectables en el lugar donde está colocado el electrodo, se superponen eléctricamente, observándose como una señal bipolar con una distribución simétrica de amplitudes negativas y positivas. La señal que

Figura 1. Características de la Raw Signal o señal bruta.



se obtiene sin filtrar es la llamada "Raw signal o señal bruta" que está compuesta por periodos de contracción y relajación. En el periodo de relajación observamos la línea de base EMG, que depende de muchos factores (calidad del amplificador, ruido ambiente y la calidad de la condición de detección dada), y si estos factores están en márgenes adecuados la línea no debe ser superior a 3-5 microvoltios<sup>6</sup> (Figura 1).

La calidad de la señal tiene muchos factores que pueden alterarla como son: las características del tejido; la diafonía fisiológica o "cross talk", es decir, la posibilidad de registrar señales de otros músculos cercanos al estudiado, que se produce principalmente con los electrodos de superficie; los cambios en la geometría entre el vientre muscular y la zona de los electrodos; y los ruidos externos<sup>6</sup>.

En el proceso de la cuantificación de la señal hay que tener en cuenta que existen muchas variables que pueden afectarla como son:

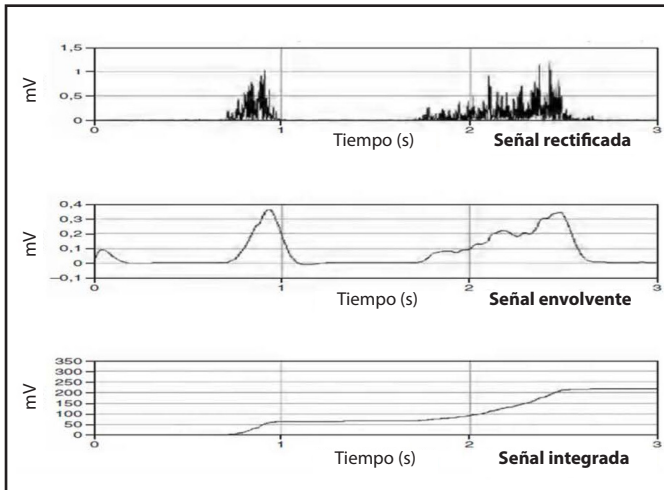
- *Variables de frecuencia.* El espectro de frecuencias nos muestra la frecuencia de actuación de las UMAs durante la acción analizada. En la EMG esta frecuencia oscila entre 10 y 250 Hz<sup>6</sup>. En el análisis de la frecuencia podemos extraer varios valores: frecuencia media, que es el promedio de todas las frecuencias; y la frecuencia mediana (MF), frecuencia a la que el espectro es dividido en dos regiones de igual potencia<sup>4</sup>. Además hay otras medidas de frecuencia que no están basadas en el espectro de frecuencias como son el "cruce por cero" (número de veces que la señal bruta cruza la línea de base), que se relaciona con la fuerza de contracción; el "número de giros" (punto donde la dirección de la señal cambia tras una diferencia de potencial de más de 100 mV).
- *Variables de amplitud.* Se estudia la "integración de la señal" que es la cantidad total de actividad muscular en un intervalo de tiempo. La "curva envolvente" se obtiene tras la rectificación de las señales. Para que sea válida debe realizar el registro a frecuencias de muestreo altas<sup>4,6</sup> (Figura 2).

También se valora el poder eléctrico de la señal electromiográfica, es decir el "root mean square" o línea media cuadrática (RMS), que es la raíz cuadrada del área entre el cuadrado de la señal y el tiempo computado en un intervalo de tiempo dividido entre dicho tiempo. No necesita rectificación, se obtiene en tiempos variables según la actividad estudiada y aporta mayor información que la señal integrada<sup>4,6</sup>.

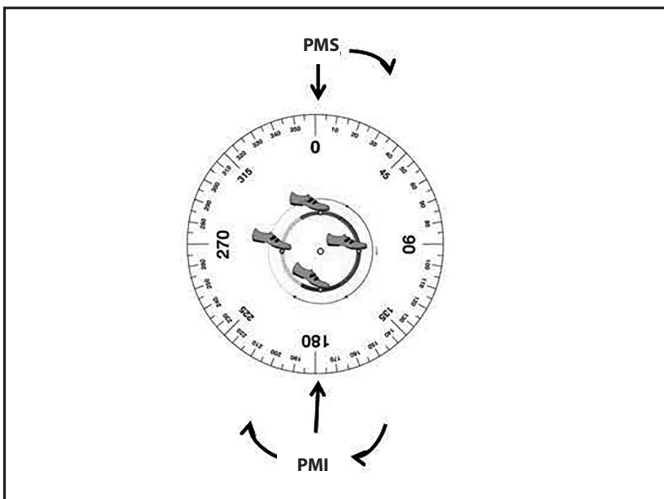
Por último, se necesita llevar a cabo una normalización de los datos, es decir expresarlos respecto a un valor de referencia obtenido, ya que los valores absolutos no representan el esfuerzo muscular.

En la señal recogida en el músculo influyen numerosos factores como, la variabilidad en el reclutamiento neural, grosor del tejido adipo-

**Figura 2. Variables de amplitud. Registro de la señal rectificada (mV), la curva envolvente (mV) y la señal integrada (mV/s).**



**Figura 3. Fases durante el ciclo de pedalada.**



PMS: punto muerto superior; PMI: punto muerto inferior.

so, longitud del musculo en reposo, área transversal muscular, velocidad de contracción, tipos de fibras, distancia interelectrodos, colocación de los electrodos, impedancia de la piel, etc.<sup>4,6</sup>.

## Activación muscular en el pedaleo y normalización EMG

El movimiento del pedaleo ha sido estudiado exhaustivamente y se ha llegado a distinguir 4 fases en el pedaleo<sup>7</sup>, (Figura 3) que originan la propulsión y el recobro:

- *Fase I*: Va de 20° a 145° en relación con la vertical que pasa por el eje de pedaliar. Durante esta fase el pie se extiende 30° sobre la pierna, la pierna se estira 70°, el muslo se estira en una amplitud de 44°. La extensión del muslo se debe a la acción de los músculos

glúteo mayor, al tensor de la fascia lata y a los isquiosurales. La extensión de la pierna se debe a la acción muscular del cuádriceps por medio del vasto externo y del crural. La extensión del pie se realiza mediante el tríceps sural y también con la colaboración de los grupos retromaleolares musculares interno y externo. Los músculos intrínsecos del pie no tienen efecto aparente;

- *Fase II*: Va de 145° a 215°. Es una fase de inversión en la cual se pasa de completar la extensión del miembro inferior a comenzar su flexión. De 180° a 215°, la orientación del pie permanece similar a la fase anterior (de 145° a 180°). Se observa una flexión del miembro inferior: la pierna se flexiona de 150° a 135° sobre el pie, la rodilla de 150° a 125° sobre el muslo, y éste se acerca 5° a la horizontal;
- *Fase III*: Es la fase opuesta a la fase I. Van de los 215° a los 325°; y
- *Fase IV*: De 325° a los 20°, que empezaría de nuevo la fase I. Los movimientos en esta fase son complejos. En el comienzo de esta fase, el pie está extendido a 140°, reflexionándose rápidamente a 105°, sin embargo los cambios de amplitud de rodilla y cadera son mínimos<sup>7,8</sup> (Figura 3).

El patrón de activación muscular, se puede analizar en términos de nivel de actividad y/o tiempo de activación muscular. El nivel de actividad muscular se identifica mediante la respuesta motora simple (RMS) durante un ciclo completo (0°-360°) o durante el periodo de actividad muscular en las ráfagas EMG (EMG burst). Se promedian varios ciclos consecutivos de pedaleo para obtener la curva envolvente<sup>9-12</sup>.

La actividad EMG se expresa en relación al registro de una breve contracción voluntaria máxima isométrica (CVMI) (<5 segundos)<sup>13,14</sup>. Este método ha sido muy criticado ya que no se puede emplear para representar la conducción neuronal máxima en el pedaleo<sup>15</sup>. Hautier *et al.*<sup>16</sup> observaron un nivel de actividad superior al 100% de la CVMI. Se han propuesto nuevos métodos de normalización que puedan ayudar mejorar la interpretación de las señales en los futuros estudios, pero en general y hasta la fecha no existe un acuerdo sobre el mejor método a adoptar<sup>17</sup>. De Luca<sup>18</sup> y Yang y Winter<sup>19</sup> indican que es más adecuado tomar como referencia contracciones submáximas mejor que máximas, ya que por encima del 80% de CVM la señal es inestable y la referencia no es fiable.

## Caracterización de la activación de los patrones musculares del miembro inferior durante el pedaleo

El ciclismo es una actividad repetitiva que utiliza combinaciones coordinadas de los músculos de las piernas para aplicar fuerza a los pedales. La actividad muscular y la coordinación pueden variar entre personas a lo largo de un solo ciclo de pedaleo y entre diferentes ciclos de la misma persona<sup>20,21</sup>. Por otra parte, la coordinación de la activación muscular de la pierna afecta a la dirección, magnitud y duración de la fuerza aplicada al pedal, que se refleja en el trabajo mecánico y la potencia del ciclista<sup>22,23</sup>.

Para el estudio del patrón de activación muscular, resultan importantes en el registro EMG respecto a los ángulos del pedalier o ángulo de la biela, variables como el "onset o inicio de la actividad muscular" y "offset o fin de la actividad muscular"<sup>12</sup>.

Blake *et al.*<sup>24</sup> indican que la eficiencia mecánica global en el ciclismo depende de los niveles de activación, la sincronización y la coordinación

de todos los músculos activos de las piernas y no de ningún músculo en particular. El tiempo y la coordinación de la activación muscular juegan un papel importante en la actividad muscular utilizada durante un ciclo de pedaleo. Varios autores<sup>10,12,13,24-26</sup> han llevado a cabo análisis EMG del pedaleo. Houtz y Fischer<sup>26</sup> lo realizaron testando la mayor parte de la musculatura superficial del miembro inferior (a excepción del soleo) y afirmaron que estos se activan de forma ordenada y coordinada. Ericson<sup>13</sup> mostró que una carga de trabajo de 120 W (aproximadamente el 54% de la potencia aeróbica máxima en su trabajo) induce un nivel de actividad EMG al 45%, 44% y 43% de la CVMI para vasto medial (VM), vasto lateral (VL) y soleo (SOL) respectivamente. Mientras que para los biarticulares, como el recto femoral (RF) y gastrocnemio lateral (GL) fue menor, 22% y 18% respectivamente<sup>13</sup>.

Durante la fase del pedaleo, el glúteo mayor (GMax) se activa desde el punto muerto superior (PMS) hasta aproximadamente 130°, estando dentro de la región del golpe de potencia (25-160°) (Figura 3)<sup>13,25,26</sup>. Los vastos lateral y medial (VL y VM) se activan desde justo antes del PMS, hasta justo después de 90°. El inicio de la actividad del recto femoral (RF) es anterior a la de los vastos (unos 270°) y termina a casi 90°. La región de actividad del tibial anterior (TA) se produce en la segunda mitad de la fase ascendente (desde el punto muerto inferior (PMI) al PMS) de casi 270°. Los gastrocnemios (GAS) lateral y medial (GL y/o GM), dependiendo del estudio, comienzan justo después de que termine la activación del TA (unos 30°) y termina justo antes del inicio de la actividad del TA (aproximadamente 270°). El soleo se activa durante la fase descendente (de 0° a 180°) concretamente desde los 45° a los 135°<sup>13,25,26</sup>.

Por el contrario existe mucha más controversia respecto a los isquiosurales, es decir, bíceps femoral (BF), semimembranoso (SM) y semitendinoso (ST). Dorel et al.<sup>12</sup> indican una región de activación menor, desde justo después del PMS al PMI, respecto a lo mostrado por Jorge y Hull<sup>25</sup> de alrededor del TDC a casi los 270°. De hecho Ryan y Gregor<sup>27</sup> observaron estos dos patrones diferentes para el BF durante el pedaleo. Dorel et al.<sup>12</sup> también observaron dos patrones de activación distintos para TA, GL y SOL.

### Factores que pueden influir en los patrones EMG durante el pedaleo

- *La potencia de salida* (en vatios) puede verse modificada por la cadencia de pedaleo, la carga mecánica (es decir la resistencia impuesta por el cicloergómetro) o ambos<sup>9</sup>. Ericson<sup>13</sup> observó un incremento de la actividad EMG de los principales músculos de la extremidad inferior (GMax, VL, RF, VM, BF, ST y GM), en ejercicios de carga constante realizados a diferentes intensidades. La potencia de salida aumento de 120 a 240 W (a una cadencia de 60 rpm) y propusieron que la actividad del GMax está influenciada por el nivel de carga de trabajo. Estos resultados fueron confirmados por Sarre et al.<sup>28</sup> en tres músculos extensores de rodilla (VM, VL y RF), a tres potencias de salida diferentes, expresadas como porcentaje de la potencia aeróbica máxima (60%, 80% y 100%). Sin embargo, otro estudio<sup>25</sup> mostró que a bajas intensidades y menor diferencia entre las potencias de salida (de 83 a 125 W), la actividad EMG de los GAS parece no cambiar. Esto fue confirmado durante un ejercicio progresivo de pedaleo, donde la actividad EMG del GM no variaba

hasta aproximadamente el 70% de la potencia aeróbica máxima. Farina et al.<sup>29</sup> mediante el empleo de un nuevo método (ocho electrodos en disposición lineal) en dos músculos de la extremidad inferior (VM y VL) demostraron que la velocidad de conducción de la fibra muscular aumenta respecto a la carga, produciéndose un elevado y progresivo reclutamiento de las unidades motoras de velocidad de conducción elevada con el aumento de la fuerza.

- *Cadencia o frecuencia de pedaleo*. Varios autores han cuantificado el nivel de actividad EMG en la musculatura de la extremidad inferior durante diferentes cadencias de pedaleo, aceptando que es un factor importante que afecta al rendimiento en el ciclismo<sup>13,14,29-32</sup>. Por su parte, Baum y Li<sup>33</sup> investigaron los efectos de la frecuencia y la inercia en la actividad EMG de la musculatura del miembro inferior durante diferentes cadencias de pedaleo (60, 80 y 100 rpm) a una misma potencia de salida de 250 W. Todos los músculos, excepto los GAS mostraron diferencias significativas en el inicio de la actividad (onset) respecto al eje del pedaliar y todos menos el SOL mostraron una tendencia significativa lineal, ya que el inicio de la actividad se produjo antes con el aumento de la cadencia. En cuanto al final de la actividad (offset), GMax, RF, BF y VL mostraron diferencias significativas y se vieron diferencias en TA, GAS y SOL. Respecto a la duración de la actividad del BF, esta disminuyó, mientras que la del TA y RF aumentaron. Además, a nivel articular se observaron cambios en el inicio de la actividad (29° GMax, 19° VL, 16° TA, 4° SOL) y en el final (20° GMax, 23° VL, 9° TA y 5° SOL). De modo que el cambio de velocidad de movimiento y la alteración de la inercia afecta a la actividad y coordinación de la musculatura del miembro inferior durante el ciclo de pedaleo<sup>33,34</sup>.
- *La pendiente y la postura*. El pedaleo en pendiente también es importante en el ciclismo de ruta, ya que va producir cambios en las fuerzas gravitatorias y además suele ir acompañado de alternancia entre la postura sentada y de pie<sup>9</sup>. Li y Caldwell<sup>30</sup> fueron los primeros en estudiar el patrón de actividad EMG de los músculos de las extremidades inferiores con respecto a la pendiente (0% a 8%), no observando cambios significativos en su patrón de activación. Este resultado fue confirmado más tarde por Duc et al.<sup>10</sup> a pendientes de 4%, 7% y 10%.

A diferencia de la pendiente, el cambio de postura en el pedaleo sentado a de pie, afecta a la intensidad y el tiempo de actividad EMG de los principales músculos implicados<sup>10,30</sup>. Li y Caldwell<sup>30</sup> observaron una mayor activación del GMax, RF y TA, y mayor duración de GMax, RF y VL. Estos autores sugieren que la mayor y más mantenida activación del GMax era debido a que la postura de pie obliga a estabilizar la pelvis, al no tener el soporte del sillín. Además, Duc et al.<sup>10</sup> observaron una mayor activación y duración de la actividad EMG de los músculos de la extremidad inferior, a excepción de los que cruzan la articulación del tobillo (GAS, SOL y TA). La duración de la actividad EMG del GMax de pie fue mayor y supusieron que podría ser debido a los balanceos laterales. Estos datos ya habían sido observados por Li y Caldwell<sup>30</sup> a excepción de tres músculos (GMax, RF y BF) que no ocurrieron en el estudio de anterior.

En el estudio de Duc et al.<sup>10</sup> el RF mostro un aumento significativo de la actividad EMG en la segunda fase del impulso (entre 90° y

180°) mientras que en el estudio de Li y Caldwell<sup>30</sup> el incremento fue menor. Estos lo achacaron a la necesidad de aumentar el momento extensor en la posición de pie, en que los extensores de rodilla monoarticulares más débiles (VM y VL) pueden necesitar la ayuda del RF para extender con fuerza la rodilla. Además de que el RF puede actuar en sinergia con el GMax para estabilizar la pelvis. En cuanto a la mayor actividad EMG del BF observada por Duc *et al.*<sup>10</sup> respecto al estudio de Li y Cadwell<sup>30</sup> podría ser debido a la coordinación muscular empleada por los ciclistas en el pedaleo de pie, asociado a una técnica de pedaleo específica. En unos casos el BF se activa con la extensión de cadera y rodilla (durante la fase descendente 0°-180°) y en otros casos la actividad se asocia con la flexión de cadera y rodilla, comenzando mucho antes de los 0° y cesando aproximadamente a los 130°. Se podría asociar también a la necesidad de generar mayor fuerza de empuje durante la fase ascendente del pedal<sup>35</sup> o para ayudar al GMax y RF a estabilizar la pelvis<sup>10</sup>.

Referente a la actividad del músculo SM, se observó una disminución de la actividad EMG, cuando siendo agonista del BF se esperarían respuestas similares. La hipótesis sería que este músculo actuaría más en la flexión de rodilla que en la extensión de cadera<sup>10</sup>. El mayor momento flexor plantar mostrado en ambos estudios durante el pedaleo de pie, planteó la hipótesis de que al retirar el apoyo del sillín se aumentan las fuerzas gravitacionales sobre el pedal, cayendo más peso sobre el pedal durante la fase descendente. El uso de la gravedad junto con la fijación del tobillo en una posición horizontal, permite ese mayor momento flexor plantar sin producir un cambio en la actividad EMG de los flexores y extensores de tobillo<sup>10</sup>.

- *Interfaz calzado-pedal.* Los pedales de la bicicleta se han convertido en foco de estudio, al ser el principal lugar de transferencia de energía entre el ciclista y la bicicleta. Hoy en día, la mayoría de ciclistas profesionales y aficionados utilizan los pedales automáticos. Los pedales estándar permiten aplicar fuerza efectiva positiva durante la fase descendente (PMS al PMI), mientras que los automáticos permiten además, la aplicación de fuerza efectiva positiva del PMI al PMS<sup>9</sup>.

Sin embargo, muy pocos trabajos se han centrado en el estudio de los efectos del interfaz zapato-pedal y los patrones de activación muscular de las extremidades inferiores. Hug y Dorel<sup>9</sup> compararon el nivel de actividad EMG de los músculos de las extremidades inferiores cuando emplearon pedales automáticos, encontrando un mayor nivel de actividad en RF, BF y TA y menor en VM, VL y SOL. Otros músculos no se vieron afectados (isquiosurales, gastrocnemios, GMax)<sup>13</sup>.

- *Nivel de entrenamiento.* Los ciclistas profesionales llegan a rodar aproximadamente una distancia de 35.000 km/año, entre competición y entrenamientos, que equivale a 25 horas semanales<sup>31,32</sup>. Ello ha llevado a pensar que el comportamiento muscular podría ser diferente en aficionados y profesionales. En este sentido, Hug y Dorel<sup>9</sup>, han sugerido que existen diferencias en los patrones de reclutamiento muscular entre ciclistas profesionales y aficionados. Sin embargo, Marsh y Martin<sup>14</sup> no mostraron diferencias significativas en los patrones electromiográficos de cinco músculos de

las extremidades inferiores (VL, RF, SOL y GM) entre ciclistas y no ciclistas con capacidades aeróbicas semejantes.

- *Fatiga muscular.* Los estudios EMG realizados hasta la fecha indican que la fatiga muscular se puede estudiar y diagnosticar basándose en los cambios del espectro de frecuencias<sup>4,36</sup>. En general cuando el músculo está fatigado hay un aumento de los componentes de baja frecuencia y una disminución de los de alta frecuencia. La disminución de la frecuencia puede deberse a una disminución de la velocidad de conducción, pero posiblemente también a un aumento de la sincronización de unidades motoras<sup>4,36</sup>.

Durante la fatiga se describen aumentos en la amplitud de la señal (RMS), argumentando que es debido al aumento del reclutamiento de más unidades motoras o al aumento de la sincronización de unidades motoras ya activas<sup>4</sup>, para intentar mantener la fuerza. Este aumento en la amplitud se ha observado en la musculatura del miembro inferior durante ejercicios extenuantes de pedaleo con carga constante<sup>34</sup>.

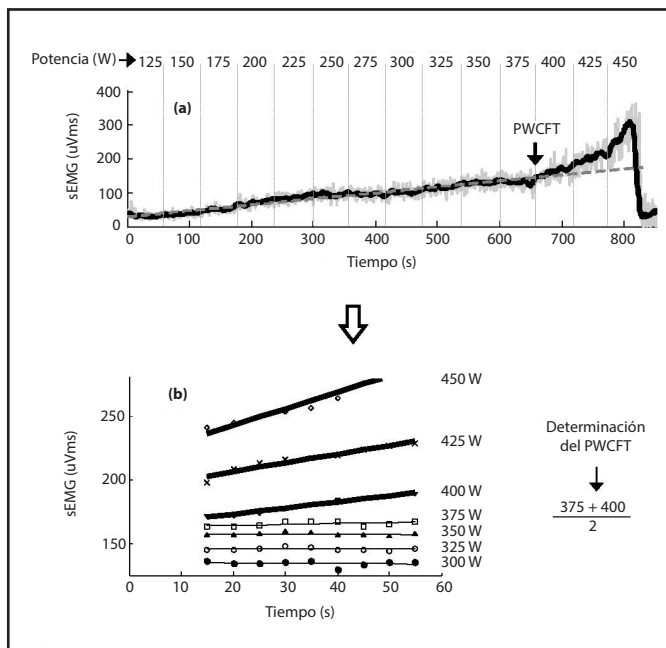
Cuando no es posible seguir manteniendo la contracción durante más tiempo, la fuerza disminuye y se observa una disminución de la amplitud<sup>36</sup>, siendo causado probablemente por una disminución de la excitación de las unidades motoras. Si se consiguiera realmente una discriminación fiable de la fatiga se podría utilizar como un método diagnóstico.

## Determinación del umbral de fatiga neuromuscular mediante técnicas EMG

En las últimas décadas se ha dedicado un gran esfuerzo investigador a la identificación de umbrales de cargas de trabajo que permitan distinguir el inicio de la fatiga crítica durante test incrementales realizados en un cicloergómetro. En función de la variable de medida utilizada existen distintos umbrales de fatiga reconocidos, como son los umbrales metabólicos (punto de acumulación de lactato en sangre), y ventilatorios (umbral ventilatorio aeróbico y punto de compensación respiratoria)<sup>37,38</sup>. Sin embargo, a medida que la intensidad del ejercicio aumenta, la fatiga no sólo está relacionada con el sistema cardiorespiratorio, sino también con el sistema neuromuscular. La fatiga neuromuscular puede ser identificada a partir de la medida de electromiografía superficial (sEMG) y sus variaciones en el tiempo<sup>39-41</sup>.

En investigaciones previas realizadas deVries *et al.*<sup>38,39</sup>, propusieron un umbral de fatiga neuromuscular basado en la actividad EMG, definido como la "Capacidad Física de Trabajo en el Umbral de Fatiga" (PWCFT), a través de un test específico en cicloergómetro. En su versión original, la determinación del umbral PWCFT se hacía examinando las curvas EMG-tiempo obtenidas de 4 series de trabajo realizadas en 4 niveles de potencia distintos. Los autores de este método identificaban el umbral PWCFT determinando el mayor nivel potencia (carga) que el ciclista podía mantener en un periodo de 2 minutos sin que la señal EMG se incrementara significativamente. En su versión original, el método de deVries adolecía de una gran desventaja al tratarse de un test discontinuo que exige al ciclista varias visitas al laboratorio. Posteriormente, este grupo<sup>41</sup> llevaron a cabo un refinamiento de su método que le permitió extraer el umbral PWC mediante la realización de un solo test incremental.

**Figura 4. Ejemplo representativo del método para estimar el umbral de fatiga neuromuscular basado en EMG (PWCFT) durante un test incremental en un ergómetro. (a) Registro temporal de la sEMG obtenida durante la prueba incremental. La línea negra sólida representa la amplitud sEMG promediada cada 15 pedaladas. (b) Líneas de regresión correspondientes a la relación amplitud sEMG vs tiempo para cada potencia. La potencia más alta con una pendiente no significativa es de 375 W ( $P > 0,05$ ), mientras que la potencia más baja con una pendiente significativa era 400 W ( $P < 0,05$ ). El PWCFT (387,5 W) es calculado como el promedio de estas dos potencias.**



Las señales de EMG se obtienen mediante electrodos colocados en la pierna dominante sobre el músculo VL a un 1/3 de la distancia entre el extremo lateral de la rótula y la proyección del hueso ilíaco<sup>42</sup>.

Durante cada etapa (25w/min) de la prueba incremental, se registran varios segmentos consecutivos de EMG (cada segmento coincidiendo con el intervalo en el que el músculo está activo en una pedalada). Normalmente, los primeros 10-15 segundos de cada etapa de 1 minuto se descartan para el análisis, ya que durante este periodo inicial el ciclista realiza ajustes posturales para adaptarse a la nueva potencia. Para cada nivel de potencia del test, la amplitud sEMG de cada uno de los segmentos se calcula y representada en función del tiempo. Así mismo, se identifica la carga de trabajo (potencia) más baja que genera una pendiente significativa positiva en la relación amplitud sEMG/tiempo y también la carga de trabajo (potencia) más alta que genera una pendiente positiva no significativa en la relación amplitud sEMG/tiempo<sup>37,41</sup>. El PWCFT se determina haciendo el promedio de las dos potencias arriba mencionadas (Figura 4).

Sin embargo, a pesar de la gran información que aporta la EMG, recientemente nosotros<sup>42</sup> hemos observado un comportamiento heterogéneo e irregular del registro de la señal sEMG superficial, debido fundamentalmente al efecto dependiente de la distancia del conductor del volumen muscular, la diafonía, la cancelación, la longitud del mús-

culo, la temperatura y la falta de distinción del diámetro de la fibra a través de unidades motoras con diferentes umbrales de reclutamiento. Hemos visto que los índices sEMG no disminuyeron significativamente en los últimos periodos de fatiga de la prueba incremental, como se había propuesto recientemente.

## Conclusiones

Pensamos que la EMG permite detectar el nivel de activación de la musculatura en cualquier músculo, a excepción de la musculatura profunda, donde se necesitan electrodos de alambre (intramusculares), y puede servir como método diagnóstico para valorar la fatiga muscular. Las aplicaciones clínicas del EMG como herramienta de diagnóstico pueden incluir no solo la fatiga, también, enfermedades neuromusculares, evaluación del dolor lumbar, kinesiología y trastornos del control motor. Se puede conocer el tiempo de activación de los músculos de las extremidades inferior durante el pedaleo y además ver la influencia que determinados factores como, la potencia de salida, cadencia de pedaleo, postura, interfaz calzado pedal y el nivel de entrenamiento, pueden tener en el tiempo de activación y coordinación muscular de los principales músculos de las extremidades inferiores.

Pensamos que la EMG permite detectar la aparición de la fatiga muscular, bien de origen central o periférica. En general se produce un aumento de la amplitud para intentar mantener la fuerza y una disminución del espectro de frecuencias.

## Bibliografía

1. Boyas S, Guével A. Neuromuscular fatigue in healthy muscle: underlying factors and adaptation mechanisms. *Ann Phys Rehabil Med*. 2011;54:88-108.
2. Córdova A. Fatiga muscular en el rendimiento deportivo. Madrid. Ed. Síntesis, 1997. p. 193-231.
3. Enoka RM, Duchateau J. Translating Fatigue to Human Performance. *Med Sci Sports Exerc*. 2016;48:2228-38.
4. Villarroya MA. Electromiografía cinesiológica. *Rehab*. 2005;39:255-64.
5. Masso N, Rey F, Romero D, Gual G, Costa L, German A. Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte. *Apunts Med Esport*. 2010;45:127-36.
6. Konrad P. *The ABC of EMG: a practical introduction to kinesiological Electromyography*. USA: NORAXON I.N.C.; Arizona. 2006. P. 9-15.
7. Haushalter G, Lang G. Biomechanique du pied du cycliste appliqué au positionnement de la chaussure. *Med Sport (Fr)*. 1985;58:136-7.
8. Gregor RJ, Broker JP, Ryan MM. The biomechanics of cycling. *Exerc Sport Sci Rev*. 1991;19:127-69.
9. Hug F, Dorel S. Electromyographic analysis of pedaling: a review. *J Electromyogr Kinesiol*. 2009;19:182-98.
10. Duc S, Bertucci W, Pernin JN, Grappe F. Muscular activity during uphill cycling: effect of slope, posture, hand grip position and constrained bicycle lateral sways. *J Electromyogr Kinesiol*. 2008;18:116-27.
11. Laplaud D, Hug F, Grelot L. Reproducibility of eight lower limb muscles activity level in the course of an incremental pedaling exercise. *J Electromyogr Kinesiol*. 2006;16:158-66.
12. Dorel S, Couturier A, Hug F. Intra-session repeatability of lower limb muscles activation pattern during pedaling. *J Electromyogr Kinesiol*. 2008;18:857-65.
13. Ericson M. On the biomechanics of cycling. A study of joint and muscle load during exercise on the bicycle ergometer. *Scand J Rehabil Med Suppl*. 1986;16:1-43.
14. Marsh AP, Martin PE. The relationship between cadence and lower extremity EMG in cyclists and noncyclists. *Med Sci Sport Exerc*. 1995;27:217-25.
15. Mirka GA. The quantification of EMG normalization error. *Ergonomics*. 1991;34:343-52.
16. Hautier CA, Arsac LM, Deghdegh K, Souquet J, Belli A, Lacour JR. Influence of fatigue on EMG/force ratio and cocontraction in cycling. *Med Sci Sport Exerc*. 2000;32:839-43.

17. Burden A, Bartlett R. Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. *Med Eng Phys.* 1999;21:247-57.
18. De Luca C. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech.* 1997;13:135-63.
19. Yang JF, Winter DA. Electromyography reliability in maximal and submaximal contractions. *Arch Phys Med Rehabil.* 1983;64:417-20.
20. Jammes Y, Arbogast S, Faucher M, Montmayeur A, Tagliarini F, Robinet C. Interindividual variability of surface EMG changes during cycling exercise in healthy humans. *Clin Physiol.* 2001;21:556-60.
21. Hug F, Bendahan D, Le Fur Y, Cozzone PJ, Grelot L. Heterogeneity of muscle recruitment pattern during pedaling in professional road cyclists: a magnetic resonance imaging and electromyography study. *Eur J Appl Physiol.* 2004;92:334-42.
22. Bigland-Ritchie B, Woods JJ. Integrated electromyogram and oxygen uptake during positive and negative work. *J Physiol.* 1976;260:267-77.
23. Arnaud S, Zattara-Hartmann MC, Tomei C, Jammes Y. Correlation between muscle metabolism and changes in M-wave and surface electromyogram: dynamic constant load leg exercise in untrained subjects. *Muscle Nerve.* 1997;20:1197-9.
24. Blake OM, Champoux Y, Wakeling JM. Muscle Coordination Patterns for Efficient Cycling. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2012;44:926-38.
25. Jorge M, Hull ML. Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling. *J Biomech.* 1986;19:683-94.
26. Houtz SJ, Fischer FJ. An analysis of muscle action and joint excursion during exercise on a stationary bicycle. *J Bone Joint Surg Am.* 1959;41:123-31.
27. Ryan MM, Gregor RJ. EMG profiles of lower extremity muscles during cycling at constant workload and cadence. *J Electromyogr Kinesiol.* 1992;2:69-80.
28. Sarre G, Lepers R, Maffiuletti N, Millet G, Martin A. Influence of cycling cadence on neuromuscular activity of the knee extensors in humans. *Eur J Appl Physiol.* 2003;88:476-9.
29. Farina D, Macaluso A, Ferguson RA, De Vito G. Effect of power, pedal rate, and force on average muscle fiber conduction velocity during cycling. *J Appl Physiol.* 2004;97:2035-41.
30. Li L, Caldwell GE. Muscle coordination in cycling: effect of surface incline and posture. *J Appl Physiol.* 1998;85:927-34.
31. Faria EW, Parker DL, Faria IE. The science of cycling: factors affecting performance – part 2. *Sport Med.* 2005a;35:313-37.
32. Faria EW, Parker DL, Faria IE. The science of cycling: physiology and training – part 1. *Sport Med.* 2005b;35:285-312.
33. Baum BS, Li L. Lower extremity muscle activities during cycling are influenced by load and frequency. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003;13:181-90.
34. Sarre G, Lepers R. Neuromuscular function during prolonged pedalling exercise at different cadences. *Acta Physiol Scand.* 2005;185:321-8.
35. Neptune RR, Kautz SA, Hull ML. The effect of pedaling rate on coordination in cycling. *J Biomech.* 1997;30:1051-8.
36. Fernández JM, Acevedo RC, Tabering CB. Influencia de la fatiga muscular en la señal electromiográfica de músculos estimulados eléctricamente. *EIA.* 2007;7:111-19.
37. Lucía A, Sánchez O, Carvajal A, Chicharro JL. Analysis of the aerobic-anaerobic transition in elite cyclists during incremental exercise with the use of electromyography. *Br J Sports Med.* 1999;3:178-85.
38. deVries HA, Moritani T, Nagata A, Magnussen K. The relation between critical power and neuromuscular fatigue as estimated from electromyographic data. *Ergonomics.* 1982;25:783-91.
39. deVries HA, Tichy MW, Housh TJ, Smyth KD, Tichy AM, Housh DJ. A method for estimating physical working capacity at the fatigue threshold. *Ergonomics.* 1987;30:1195-204.
40. Camic CL, Housh TJ, Johnson GO, Hendrix CR, Zuniga JM, Mielke M, et al. An EMG frequency-based test for estimating the neuromuscular fatigue threshold during cycle ergometry. *Eur J Appl Physiol.* 2010;108:337-45.
41. deVries HA, Housh TJ, Johnson GO, Evans SA, Tharp GD, Housh DJ, et al. Factors affecting the estimation of physical working capacity at the fatigue threshold. *Ergonomics.* 1990;33:25-33.
42. Latasa I, Cordova A, Malanda A, Navallas J, Lavilla-Oiz A, Rodríguez-Falces J. Limitations of Spectral Electromyographic Analysis to Determine the Onset of Neuromuscular Fatigue Threshold during Incremental Ergometer Cycling. *J Sports Sci Med.* 2016;15:148-57.