

## ELECTROMIOGRAFÍA DE SUPERFICIE COMO MÉTODO PARA EL ESTUDIO DE LA TRANSICIÓN AERÓBICA ANAERÓBICA

*Surface's electromiography as method for the study of the aerobic anaerobic transition*

Carla Estrada Muñoz<sup>1</sup>

### Resumen

El análisis mediante electromiografía de superficie como herramienta para la determinación del umbral electromiográfico, constituye una manera para examinar la transición de metabolismo aeróbico a anaeróbico, proceso conocido como umbral anaeróbico. La presente revisión analiza este método de estudio, contribuyendo a la discusión sobre la aplicabilidad de esta herramienta de evaluación en el área de ergonomía. La evidencia disponible establece que, la determinación del umbral electromiográfico constituye una manera relativamente simple, válida y no invasiva para examinar la transición de metabolismo aeróbico a metabolismo anaeróbico. Esto se explica por el reclutamiento de unidades motoras adicionales, en particular de las fibras musculares de oxidación glicolítica tipo IIa y tipo IIb. Se han observado correlaciones variables desde moderadas a altas entre el umbral electromiográfico, el umbral de lactato y el umbral ventilatorio. Si bien, no se encontraron estudios en el área de la ergonomía, el umbral electromiográfico parece ser una herramienta válida y no invasiva de estimación del umbral anaeróbico en el ámbito del trabajo, ofreciendo ventajas como, la reducción del malestar experimentado durante el análisis del umbral ventilatorio, debido a los equipos de medición de gases y, lo invasivo de las técnicas de medición del umbral de lactato.

**Palabras clave:** Electromiografía de superficie, umbral anaeróbico, umbral electromiográfico.

---

<sup>1</sup> Universidad de Concepción, Concepción, Chile. Dirección postal: 4030000. [carlaestradam@gmail.com](mailto:carlaestradam@gmail.com)

## Abstract

Surface electromyography as a tool for the determination of the electromyographic threshold is a way to examine the transition from aerobic to anaerobic metabolism, a process known as anaerobic threshold. The present review is an analysis of this method of study as a contribution to the discussion on the applicability of this evaluation tool in the area of ergonomics. The available evidence establishes that, the determination of the electromyographic threshold constitutes a relatively simple, valid and non-invasive way to examine the transition from aerobic metabolism to anaerobic metabolism. This is explained by the recruitment of additional motor units, in particular, glycolytic oxidation muscle fibers of type IIa and type IIb. Variable correlations have been observed, from moderate to high, between the electromyographic threshold, the lactate threshold and the ventilatory threshold. Although no studies were found in the area of ergonomics, the electromyographic threshold seems to be a valid and non-invasive tool for estimating the anaerobic threshold in the field of work, offering advantages such as reducing the discomfort experienced during the ventilatory threshold analysis, to gas measurement equipment and, the invasiveness of lactate threshold measurement techniques.

**Keywords:** Surface electromyography, anaerobic threshold, electromyographic threshold.

Fecha recepción: 14/05/2018    Fecha revisión: 13/09/2018    Fecha aceptación: 14/12/2018

## Introducción

El análisis mediante Electromiografía de Superficie (EMGs) constituye una manera relativamente simple, no invasiva y bastante específica para evaluar la activación de músculos superficiales, siendo ampliamente utilizada en ergonomía, biomecánica, las ciencias del deporte y kinesiología para fines tales como, la identificación de qué músculos están involucrados en la ejecución de ciertas tareas, determinar el momento y la intensidad de la contribución de cada músculo, y el seguimiento de los cambios en el estado fisiológico de un músculo durante el trabajo y la fatiga. La EMGs también se utiliza para derivar las señales para controlar prótesis y para proporcionar retroalimentación biológica. También hay interés continuo en neurofisiología clínica de manejar la EMGs derivada del análisis multi-electrodo para el diagnóstico no invasivo de enfermedades

neuromusculares (McGill K. C., 2004). Por lo tanto, la EMGs se ha aceptado como un método no invasivo para la cuantificación de la actividad total del trabajo muscular y para la estimación de una forma no invasiva de la fatiga muscular (Lucía A., Sánchez O., Carvajal A., y Chicharro J.L., 1999).

Además, la EMGs ha sido reportada como una técnica válida y fiable para examinar la transición de metabolismo aeróbico a metabolismo anaeróbico durante el ejercicio (Graef J. et al, 2008). Por tal motivo, el objetivo general de esta revisión bibliográfica es analizar la EMGs como método de estudio de la transición aeróbica anaeróbica, mediante la determinación del Umbral Electromiográfico (EMGFT).

Objetivos específicos:

- Establecer definiciones conceptuales relevantes.
- Analizar los mecanismos fisiológicos que vinculan el umbral electromiográfico con la transición aeróbica anaeróbica.
- Relacionar el umbral electromiográfico con otros métodos de evaluación, tales como el umbral de lactato y el umbral ventilatorio.
- Contribuir a la discusión sobre la aplicabilidad de éste método de estimación en el área de la Ergonomía, como herramienta de evaluación con fines laborales.

## **Materiales y métodos**

El presente trabajo se llevó a cabo mediante una búsqueda electrónica en bases de datos tales como, EBSCO y ProQuest, en las revistas “Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries” y “The Ergonomics Open Journal”, y además se utilizó el buscador de Google Académico. Se incluyeron un libro impreso y, artículos digitales de publicaciones seriadas.

## **Resultados y discusión**

### **I. Generalidades de la electromiografía de superficie**

La EMGs es una medida del potencial eléctrico en la piel como consecuencia de una contracción muscular. Este voltaje es detectado por los electrodos colocados sobre la piel, los cuales, bajo

ciertas limitaciones, cuando se usa un protocolo adecuado para la colocación de los electrodos, el voltaje medido en la piel puede estar relacionado con la actividad en particular de un músculo específico. La señal electromiográfica, se representa como un trazado que se desarrolla en el tiempo, aumentando desde cero hasta décimos o cientos de microvoltios a medida que el músculo se activa (Merlo A. y Campanini I., 2010).

La evaluación mediante técnicas de EMGs se pueden dividir en tres tipos: estática, dinámica, y combinadas. Hay dos tipos principales de evaluación estática. Una técnica que examina el músculo sin carga (en reposo), mientras que el otro tipo examina el músculo bajo carga isométrica (aumento de la tensión muscular, pero sin cambio en la longitud del músculo). En cuanto a las evaluaciones dinámicas, la actividad eléctrica del músculo (medida en microvoltios) tiene una relación curvilínea a la cantidad de fuerza generada cuando se analiza el uso del procedimiento del *root mean square* (RMS). Tales procedimientos se han diseñado para documentar la presencia de desequilibrios musculares, cocontracciones, fasciculaciones, puntos gatillo, y otros problemas. Por último los procedimientos de evaluación estáticos y dinámicos se pueden combinar para formar un tercer tipo de protocolo de evaluación. En esta situación, se obtiene un nivel de reposo de línea de base, se lleva a cabo un movimiento, y a continuación, se obtiene otro nivel de reposo. Estos procedimientos de evaluación se ven comúnmente en investigaciones ergonómicas (Donaldson S., Donaldson M., y Snelling L., 2003).

Se utilizan dos tipos de modelos principales de EMGs, cada uno haciendo hincapié en un aspecto diferente de la anatomía y la fisiología subyacente. En la ergonomía y la kinesiología, la EMGs generalmente se modela en base al nivel de activación muscular, pero sólo de una manera aproximada en la anatomía muscular. Por otro lado, los modelos de potenciales de acción de unidades motoras individuales (MUAPs) registran utilizando múltiples electrodos, implicando descripciones precisas de la anatomía de la unidad motora (MU) (McGill K. C., 2004).

La EMGs ha sido utilizada para determinar la fatiga neuromuscular durante trabajos musculares isométricos, isocinéticos y dinámicos. La “amplitud” de la señal electromiográfica refleja el número de unidades motoras activadas, y la “frecuencia” de activación ha sido demostrado ser altamente fiable durante el ejercicio continuo (Guffey D., Gervasi B., Maes A., y Malek M., 2012).

Varias investigaciones han utilizado la EMGs para caracterizar el aumento en la amplitud electromiográfica inducido por fatiga, así como para identificar la potencia de salida asociada con la aparición de la fatiga neuromuscular durante test en cicloergómetro (Graef J. et al, 2008).

Se ha demostrado un aumento en la señal de la EMGs para reflejar el reclutamiento de unidades motoras adicionales, y un aumento en la tasa de codificación de unidades motoras a medida que la fuerza de contracción muscular aumenta (Lucía A. et al, 1997).

La EMGs, como una técnica que considera los cambios de los potenciales de acción originados en el músculo, se convierte en una técnica atractiva para evaluar la fatiga muscular localizada, lo cual puede ser realizado, observando un aumento en la amplitud de la EMGs (mayor reclutamiento de las unidades motoras para mantener los niveles de fuerza requeridos) y un desplazamiento hacia las frecuencias más bajas del espectro de frecuencia EMGs (disminución de la velocidad de conducción de los potenciales de acción muscular) (Crozara L.F. et al, 2015).

### ***Umbrales anaeróbicos***

Desde que Wasserman et al originalmente propusieron el umbral anaeróbico (AT) como predictor de la capacidad de resistencia aeróbica, varios métodos han sido reportados para su determinación, sobre la base de diferentes parámetros fisiológicos tales como el gas espirado, lactato en sangre, catecolaminas, frecuencia cardíaca, composición salival, o respuesta electromiográfica de los músculos durante el ejercicio (Nagata A., Muro M., Moritani T., y Yoshida T., 1981).

Considerando que los parámetros de intercambio de gases, análisis químicos sanguíneos, frecuencia cardíaca, entre otros, se centran en factores centrales relacionados con la fatiga, sin tener en cuenta los factores periféricos potenciales, como lo es el trabajo muscular (Guffey D. et al, 2012), aspecto que puede ser cuantificado mediante la EMGs, la aplicabilidad de esta técnica constituye un método aceptable para la estimación de la fatiga muscular de forma no invasiva (Lucía A. et al, 1997). Por su parte, se cita a Moritani (1980), quién también ha demostrado la posibilidad de que el AT pueda ser estimado por el uso de la Electromiografía de Superficie Integrada (iEMGs) mediante el análisis de la curva de fatiga.

### *a. Umbral electromiográfico*

La iEMGs constituye un método reconocido para cuantificar la actividad total (actividad mioeléctrica) y para estimar la fatiga neuromuscular de un modo indirecto (Scheuermann B.W., Tripe McConnell J.H., y Barstow T.J., 2002). Se ha demostrado un aumento no lineal del iEMG (electromiograma integrado) en la fase de transición aeróbica-anaeróbica durante un test incremental, sugiriendo que el iEMG podría ser utilizado como un marcador no invasivo de la intensidad de ejercicio correspondiente al umbral de lactato (LT) (López J. 2004; Lucía A. et al, 1997). Varios autores proponen que el EMGFT podría ser utilizado como un indicador complementario de la transición aeróbica anaeróbica en las evaluaciones fisiológicas (Hug F., Laplaud D., Lucía A., y Grelot L., 2006).

La determinación del EMGFT puede tener utilidad como un marcador objetivo, no invasivo y neuromuscular, de la intensidad del ejercicio que puede complementar o ser utilizado en lugar de marcadores metabólicos, constituyendo una herramienta útil para los investigadores que estudian la fatiga, para los especialistas en rendimiento deportivo quienes monitorean la adaptación al entrenamiento, y para los clínicos que evalúan los programas de rehabilitación (Crozara L.F. et al, 2015).

Matsumoto et al. describen el EMGFT como la más alta intensidad sostenible en un cicloergómetro sin signos de fatiga neuromuscular. López J. (2004) define el EMGFT como la intensidad de ejercicio durante un test incremental en que ocurre un cambio significativo en el patrón de reclutamiento de unidades motoras con el fin de mantener la intensidad del ejercicio requerida. Según Lucía A. et al (1997), tal umbral, representa el punto donde hay una mayor contribución de las unidades motoras de contracción rápida para mantener el suministro de energía requerida para la contracción muscular, y se ha sugerido que esto se traduce en el aumento de la actividad eléctrica como resultado del reclutamiento progresivo de unidades motoras adicionales (UM) y/o en un aumento en la frecuencia de disparo de las UM que ya han sido reclutadas (Graef J. et al, 2008). Se ha sugerido que se produzca un EMGFT en el vasto lateral, vasto medial, recto femoral, gastrocnemios, bíceps femoral y soleo, en sujetos sanos no altamente entrenados durante pruebas progresivas en un cicloergómetro (Lucía A. et al, 1999).

Se cree que el patrón constante de movimiento durante ejercicios en cicloergómetro contribuye a una señal electromiográfica más estable, lo que facilita la detección del EMGFT, en contraste con las pruebas en treadmill. Sin embargo también es importante determinar si el EMGFT puede medirse durante la marcha en la forma en que ha realizado en cicloergómetro, ya que como correr provoca mayor amplitud, las ráfagas de la EMGs son de más corta duración, lo que puede ser más variable que durante los test en cicloergómetro (Crozara L.F. et al, 2015).

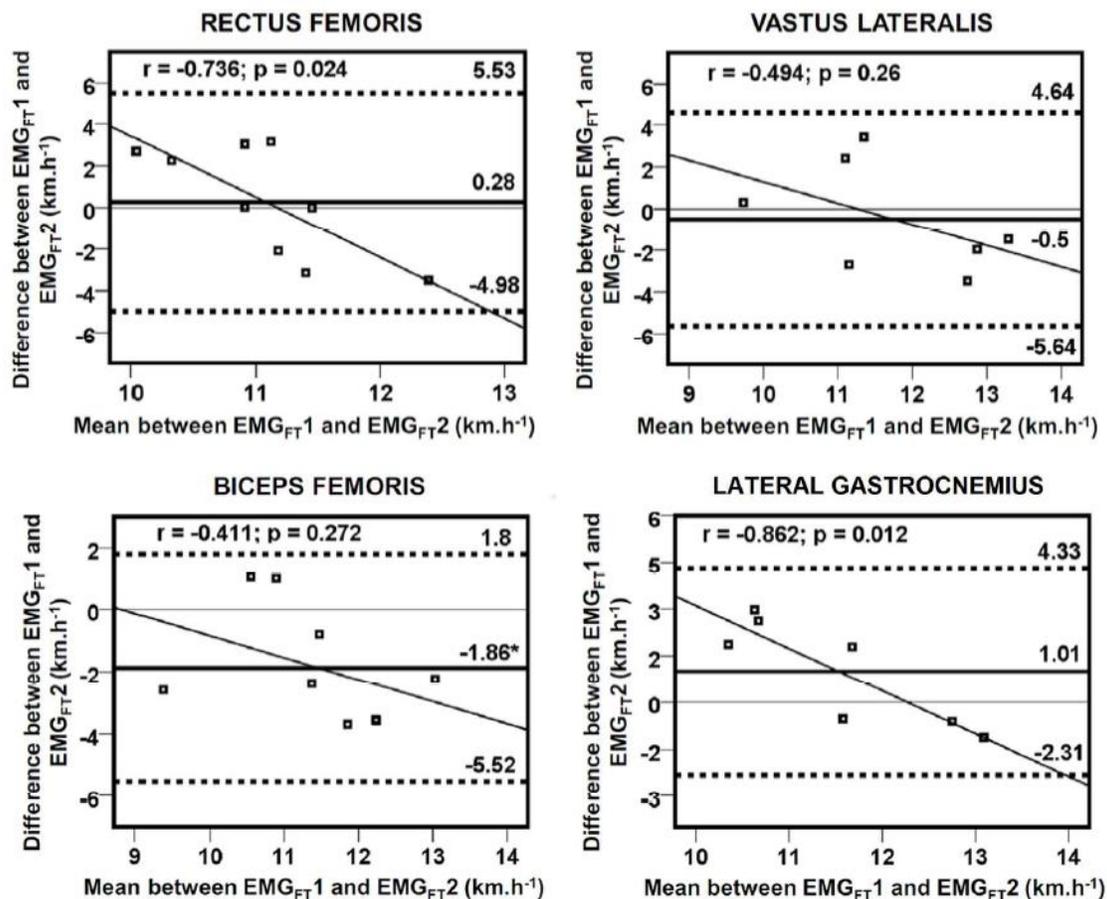
Por lo tanto, el uso de la EMGs ha sido aceptada como una medida válida, no invasiva de fatiga neuromuscular. En particular, la prueba del EMGFT es una herramienta que utiliza cargas submáximas de trabajo fiable para identificar la aparición de la fatiga. Además, la prueba EMGFT puede reducir o eliminar el malestar experimentado durante el análisis, debido a los equipos de medición de gases (Graef J. et al, 2008).

#### ***b. Modelos para la determinación del umbral electromiográfico***

Recientemente, Camic y colaboradores propusieron un nuevo modelo matemático para determinar el umbral de fatiga a partir de una sola sesión de trabajo de ejercicios utilizando la frecuencia de dominio de la EMGs. Este enfoque determina si la pendiente de la relación entre la señal y el tiempo de la EMGs es significativamente diferente de cero para cada salida de potencia durante la prueba en cicloergómetro. El EMGFT se identifica como el promedio entre la potencia de salida más alta con una pendiente no significativa, y la potencia de salida más baja con una pendiente positiva significativa (Guffey D. et al, 2012).

DeVries y colaboradores propusieron un modelo matemático para establecer el EMGFT basado en la potencia crítica, concepto de Monod y Scherrer, para estimar la carga de trabajo en estado de equilibrio que puede ser sostenida sin un aumento evidente en la amplitud de la EMGs, proponiendo que el EMGFT, se deriva de los coeficientes de las pendientes de la amplitud de la EMGs frente a la relación tiempo a las 4 salidas de potencia distintas durante el test en cicloergómetro. Posteriormente se representan estos coeficientes de las pendientes, uno para cada salida de potencia, y se realiza una regresión lineal. El EMGFT se define como el punto cuando la intersección “y” es atravesada por la regresión lineal (Guffey D. et al, 2012). Por otra parte, Lucía y colaboradores propusieron un modelo para estimar el EMGFT, determinando el punto de

interrupción en la relación lineal entre la amplitud electromiográfica y la intensidad del ejercicio (es decir, identificar el punto de no linealidad en la trama de la EMGs en relación con la tasa de trabajo) (Crozara L.F. et al, 2015).



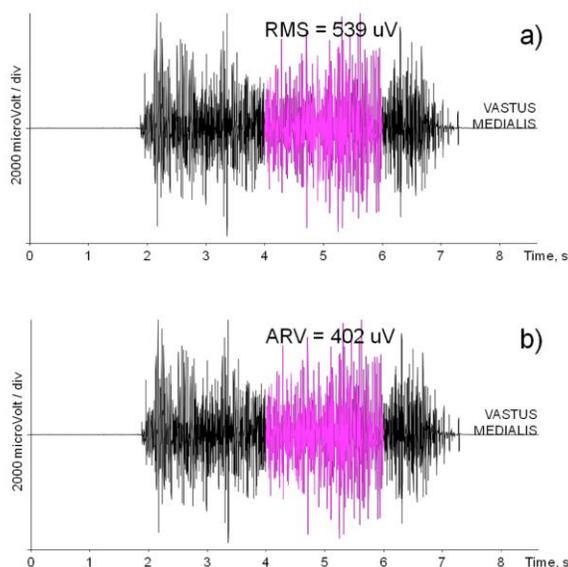
**Figura 1.** Análisis de concordancia entre los métodos de determinación del umbral de fatiga electromiográfica (EMGFT1 y EMGFT2, respectivamente). **Nota:** La línea media sólida (negra) representa la media de las diferencias entre los métodos (sesgo). Las líneas superior e inferior de los trazos representan el sesgo  $\pm 1.96SD$ . Diferencia significativa entre el sesgo y el cero ( $P < 0,05$ ). **Fuente:** Adaptado desde DeVries et al (citado por Guffey D. et al, 2012) y Lucía et al (citado por Crozara L.F. et al, 2015).

Para la detección del EMGFT, Hug. F et al (2006), compararon el método visual y un método matemático durante un test de carga incremental en cicloergómetro. Éstos autores concluyeron que, la detección matemática del EMGFT es un método más objetivo para detectar el aumento no lineal del RMS o de los valores del EMGi durante un ejercicio gradual, ofreciendo ventajas tales como,

la reducción del tiempo para llevar a cabo el análisis, y que la experiencia del investigador es un requisito menor, sin embargo, pueden producirse interferencias de señales electromiográficas con artefactos de movimiento, por lo que cualquier método completamente automatizado para la identificación del EMGFT necesita reconocer y rechazar las señales en el que el umbral es confundido por artefactos. Actualmente, no existe ningún método con la habilidad de reconocimiento de patrones complejos, por lo tanto, hasta que esto se logre, es necesario comprobar visualmente cada trazado de los valores informáticos para asegurarse de que el EMGFT sea válido.

### *c. Root mean square*

A pesar del nivel de activación producida por la EMGs, el valor medio de la amplitud de cada señal electromiográfica es casi cero. Por tal razón, para obtener un valor medio realista, la señal tiene que ser, ya sea rectificada o elevada al cuadrado antes de calcular la media. El valor medio de la señal rectificada, o ARV, se utiliza como un indicador de amplitud. De manera similar, el “root mean square”, o RMS, se utiliza como indicador de amplitud. Tanto el ARV y el RMS se expresan en las mismas unidades de la señal (Merlo A. y Campanini I., 2010).



**Figura 2.** Estimadores de amplitud electromiográfica. a) RMS y b) ARV, calculados sobre una parte temporal seleccionada de la señal de la EMG.

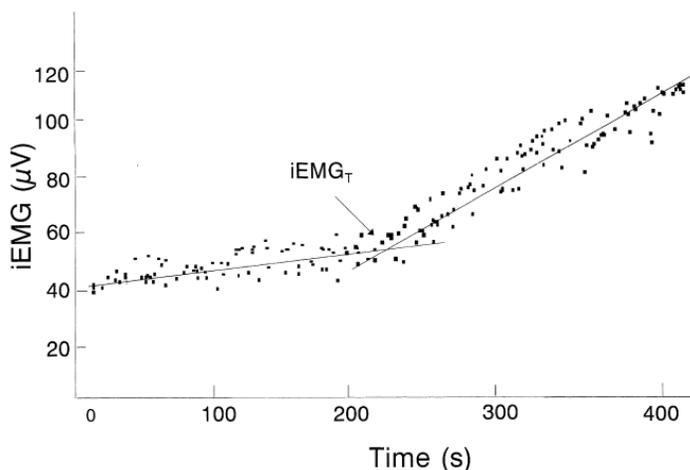
**Fuente:** Merlo A. y Campanini I., 2010.

El RMS es un indicador válido de la actividad mioeléctrica total de los músculos activos que se correlaciona con el número de unidades motoras activas, es decir, con la capacidad de reclutar nuevas unidades motoras y por ende nuevas fibras musculares, constituyendo una medida de la actividad del reclutamiento muscular durante la generación de fuerza (Scheuermann B.W. et al, 2002).

Durante los ejercicios incrementales exhaustivos, aunque algunos autores han encontrado una relación lineal entre el RMS o en la amplitud del iEMG, por una parte, y el nivel de carga de trabajo, por otro lado, se ha considerado un patrón típico un aumento no lineal del RMS o de los valores del iEMG (Hug. F et al, 2006).

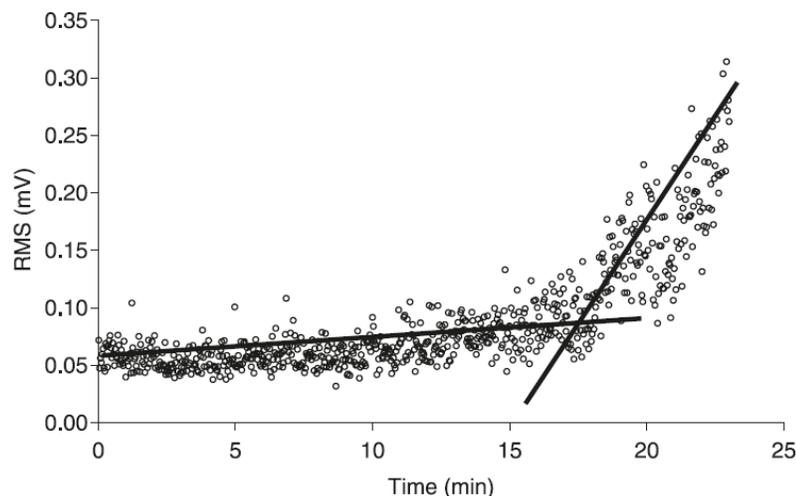
Por lo tanto, el método RMS parece ser válido y confiable, y puede representar un complemento como indicador no invasivo para el análisis de la transición aeróbica anaeróbica, durante pruebas de esfuerzo graduales en cicloergómetro (Lucía A. et al, 1999).

En las siguientes figuras se observan dos ejemplos que muestran la gráfica representativa de la estimación del EMGFT mediante EMGs.



**Figura 3.** Respuesta electromiográfica en un sujeto. **Nota.** Cada punto de datos representa un valor del EMGi en  $\mu\text{V}$ , grabado en intervalos de 2 segundos. Los datos del EMGi en relación al tiempo se ajustaron matemáticamente a dos líneas rectas por regresión lineal.

**Fuente:** Lucía A. et al, 1997.



**Figura 4.** Determinación EMGFT mediante el análisis de la relación entre la raíz cuadrada media (RMS) de la señal en mV y la potencia de salida EMG en 24 varones durante un test de carga incremental. **Nota:** El punto de interrupción se encuentra en la intersección entre las 2 líneas rectas.

**Fuente:** Tarrago C. et al, 2008.

## II. Fundamentos fisiológicos del umbral electromiográfico

Moritani et al. sugieren una fuerte relación fisiológica entre los cambios mioeléctricos de la fatiga y el AT (Graef J. et al, 2008).

Durante trabajos de intensidad baja y moderada, todo el CO<sub>2</sub> producido se puede derivar del metabolismo aeróbico de sustratos tales como grasas y carbohidratos. Sin embargo, el ácido láctico se puede formar a intensidades suficientemente pesadas de trabajo debido al metabolismo anaeróbico (Nagata A. et al, 1981).

La acumulación de metabolitos (lactato, iones de hidrógeno, y fosfato inorgánico), y la caída en el pH muscular debido a mayores tasas de hidrólisis de ATP y a una mayor participación en el metabolismo anaeróbico durante el ejercicio, afecta el acoplamiento excitación contracción muscular, incluyendo las propiedades de la membrana muscular y la propagación de los potenciales de acción muscular (Croza L.F. et al, 2015).

Fitts y Holloszy (1976) han demostrado que existe una correlación altamente significativa ( $r = -0,99$ ) entre el aumento de lactato y la disminución de la fuerza contráctil, mediante una evaluación en el músculo de una rana estimulado eléctricamente. El lactato acumulado parece ejercer una influencia negativa sobre el medio ambiente intracelular y los músculos activos, resultando en la contracción muscular deficiente y la necesidad de reclutar unidades motoras adicionales para compensar. Como este reclutamiento tiene un impacto en la amplitud de la señal electromiográfica, existe la hipótesis de que el LT puede ser identificado a partir de la señal electromiográfica durante un protocolo de carga progresiva. Una acumulación de lactato se puede producir porque, como las unidades se vuelven más activas, menos fibras musculares inactivas están disponibles para servir como sitios de eliminación de lactato. La tendencia de las fibras musculares para producir lactato, por tanto, aumenta en relación con el patrón de reclutamiento (Tarrago C. et al, 2008).

El aumento brusco de la actividad electromiográfica por encima de una cierta intensidad de ejercicio no se entiende completamente, y podría ser tanto local (fatiga muscular) como a un nivel generalizado. Con respecto al primer fenómeno, puede ser asumido que una vez alcanzado el LT, el suministro de ATP desde la contracción lenta (fibras tipo I) a través de la fosforilación oxidativa se convierte en inadecuado y por tanto debe ser complementado mediante el uso de las reservas de energía disponibles a través de la glucólisis anaeróbica, lo que lleva a acidosis metabólica. La acumulación de iones de hidrógeno, a su vez, ha demostrado que es perjudicial en el acoplamiento excitación-contracción por deterioro de la función de la ATPasa sodio/potasio del sarcolema, del calcio ATPasa del retículo sarcoplásmico, o de la miosina ATPasa implicada en la interacción actina-miosina. Así, bajo estas condiciones fisiológicas, con el fin de compensar el déficit de la contractilidad resultante del deterioro de las unidades motoras fatigadas, la fuerza muscular de salida debe ser aumentada a través del reclutamiento de unidades motoras adicionales, en particular de las fibras musculares de contracción rápida de oxidación glicolítica tipo IIa y contracción rápida glicolítica tipo IIb (Lucía A. et al, 1999).

Además, la formación de lactato o cambios de pH en el sarcolema de las fibras musculares, se ha pensado que sea responsable de la reducción de la velocidad de conducción media, uno de los

factores que pueden causar un aumento de la amplitud de la señal electromiográfica (Tarrago C. et al, 2008).

Otros iones como el potasio, amoníaco, monofosfato de adenosina, y magnesio pueden ser responsables de la alteración de la función muscular durante el ejercicio. Además, Airaksinen et al. (citado por Lucía A. et al, 1999) mostraron que tanto los músculos que trabajan (vasto lateral, gastrocnemio y recto femoral), como los músculos que no trabajan mostraron un cambio en la EMGs con la misma carga, lo que sugiere que el punto de interrupción observado en la actividad eléctrica del músculo no sólo puede ser atribuido a la fatiga periférica. Así, la explicación también podría ser un cambio en la activación básica de los músculos en general. Tal respuesta generalizada podría ser debido a un cambio en la función de la membrana iniciada no sólo por un aumento en los niveles de lactato, sino también por otros factores tales como un aumento en la actividad nerviosa u hormonal.

### **III. Relación entre el EMGFT y otros métodos de estimación del umbral anaeróbico**

Antes de que el EMGFT se pueda utilizar para tales fines, es necesario evaluar la utilidad de estas técnicas de EMGs para determinar si estos indicadores de fatiga neuromuscular son factibles y comparables (Crozara L.F. et al, 2015).

Varios estudios han utilizado protocolos inductores de fatiga para identificar EMGFT y lo han relacionado con otros marcadores bien establecidos de intensidad, tales como el umbral de lactato (LT) y el umbral ventilatorio (VT), demostrando correlaciones de moderada a fuertes ( $r = 0,64$  a  $0,92$ ) entre estas variables (Croza L.F. et al, 2015).

Se ha demostrado una relación 1:1 entre la fracción de fibras activas en el vasto lateral y la intensidad del ejercicio en cicloergómetro, determinado como porcentaje del consumo máximo de oxígeno (%  $VO_2$  máx) siguiendo el siguiente patrón: en torno al 40% del  $VO_2$  máx, son reclutadas sólo las fibras de tipo I; en alrededor del 60% del  $VO_2$  máx se activan tanto las fibras de tipo I y IIa; y durante el ejercicio intenso (aproximadamente el 90%  $VO_2$  máx), son reclutadas las fibras de tipo I, IIa, IIb (Lucía A. et al, 1999).

Los resultados de un estudio sobre el uso de la iEMGs en pacientes sometidos a trasplante cardíaco (PTC), evidencian que no existe una diferencia significativa entre los valores medios del VT, LT, y del EMGFT, cuando se expresa ya sea como consumo de oxígeno ( $11,1 \pm 2,4$ ;  $11,7 \pm 2,3$ ; y  $11,0 \pm 2,8$  ml/kg/min, respectivamente) o %  $\dot{V}O_2$  máx ( $61,6 \pm 7,5$ ;  $62,2 \pm 7,7$ ; y  $59,6 \pm 8,2$  %, respectivamente), observándose que el peak del %  $\dot{V}O_2$  máx correspondiente al VT y al LT, era superior a los valores reportados en estudios anteriores. Tal diferencia, a su vez, podría explicarse en parte por el protocolo en rampa utilizado en el estudio, durante los cuales, la respuesta de lactato en sangre para el ejercicio podría ser retrasado. Al respecto, también se ha sugerido que el patrón de reclutamiento de fibras glicolíticas rápidas podría ser alterada con el envejecimiento, lo que resulta en una respuesta retardada del lactato durante el ejercicio. Sin embargo, no se observaron diferencias significativas entre el VT y LT, de acuerdo con el trabajo original realizado por Wasserman y con los hallazgos de investigaciones previas con PTC (Lucía A. et al, 1997).

	$\dot{V}O_2$ mL/kg/ min	% $\dot{V}O_2$ Peak
VT	$11.1 \pm 2.4$	$61.6 \pm 7.5$
LT	$11.7 \pm 2.3$	$62.2 \pm 7.7$
iEMGT	$11.0 \pm 2.8$	$59.6 \pm 8.2$

**Tabla 1.** Valores promedios del VT, LT y iEMGFT\*. **Nota\*:** Todos los resultados se expresan como promedios  $\pm$  desviación estándar. No hay diferencias significativas entre los promedios ( $p < 0,05$ ).

**Fuente:** Lucía A. et al, 1997.

## Conclusiones

La EMGs es una herramienta de detección del potencial eléctrico en la piel mediante la colocación de electrodos sobre ésta. El voltaje detectado es producto de una contracción muscular durante trabajos musculares isométricos, isocinéticos y dinámicos. Por lo tanto, al considerar los cambios de los potenciales de acción originados en el músculo, se convierte en una técnica válida para evaluar la fatiga neuromuscular localizada, y estudios de diversos autores han demostrado que además permite estimar el AT, como predictor de la capacidad de resistencia aeróbica mediante un

test de carga incremental en cicloergómetro. Tal umbral es llamado “EMGFT”, y constituye un marcador no invasivo de la intensidad del ejercicio correspondiente al LT, y un indicador complementario de la transición aeróbica anaeróbica en las evaluaciones fisiológicas.

Si bien, en aspectos teóricos existen diversas definiciones del EMGFT, en aspectos prácticos, el patrón típico durante la detección de tal umbral, es “un aumento no lineal del trazado electromiográfico (RMS) en la fase de transición aeróbica anaeróbica durante un test de carga incremental en cicloergómetro. El RMS como indicador de amplitud del trazado, parece ser válido y confiable durante estas pruebas.

En contraste con las pruebas en treadmill, se cree que el patrón constante de movimiento durante ejercicios en cicloergómetro, contribuye a una señal EMG más estable, lo que facilita la detección del EMGFT.

Aunque existan modelos matemáticos para la detección del EMGFT que otorgan un mayor grado de objetividad, actualmente, al no existir ningún método con la habilidad de reconocer patrones complejos en el trazado electromiográfico, es necesario la comprobación visual de cada trazado de los valores informáticos para asegurarse de que el EMGFT sea válido.

Durante el EMGFT, existe un reclutamiento de unidades motoras adicionales, en particular de las fibras musculares de contracción rápida de oxidación glicolítica tipo IIa y contracción rápida glicolítica tipo IIb, debido a que el suministro de ATP desde la contracción lenta (fibras tipo I) a través de la fosforilación oxidativa se convierte en inadecuado y por tanto debe ser complementado mediante el uso de las reservas de energía disponibles a través de la glucólisis anaeróbica. El objetivo es compensar el déficit de contractilidad resultante del deterioro de las unidades motoras fatigadas, con el fin de aumentar la fuerza muscular de salida.

Se han demostrado correlaciones de moderadas a fuertes entre el EMGFT y otros marcadores de intensidad, tales como el LT y el VT. Como también, se ha relacionado la intensidad del ejercicio en cicloergómetro, determinado como porcentaje del  $VO_2$  máx, con la fracción de fibras activas

en el músculo vasto lateral, observándose un patrón de reclutamiento desde las fibras musculares de tipo I, tipo IIa y tipo IIb de manera progresiva, a medida que aumenta la intensidad del ejercicio. Ahora, los estudios de Lucía et al. (1997) en pacientes sometidos a trasplante cardíaco, evidencian que no existe una diferencia significativa de los valores medios del VT, LT, y del EMGFT, y además no se observaron diferencias significativas del VT y LT, entre el trabajo realizado por Wasserman, y hallazgos de investigaciones previas con pacientes sometidos a trasplante cardíaco.

Si bien, no se encontraron estudios en el área de la ergonomía, en los cuáles la EMGs constituyera una herramienta para la detección del EMGFT como método de determinación de la transición aeróbica anaeróbica, esta técnica parece ofrecer una herramienta válida de estimación del AT en el ámbito laboral, como lo son hasta el momento el LT y el VT, ofreciendo algunas ventajas sobre estos dos otros métodos, tales como la reducción del malestar experimentado durante el análisis del VT, debido a los equipos de medición de gases, en especial a las interfases, y lo invasivo de las técnicas de medición del LT.

## Referencias

- Crozara L.F., Castro A., De Almeida Neto A.F., Laroche D.P., Cardozo A.C, y Goncalves M. (2015). Utility of electromyographic fatigue threshold during treadmill running. *Muscle & Nerve*. 52(6): 1030-9. DOI: 10.1002/mus.24658.
- Donaldson S., Donaldson M., y Snelling L. (2003). SEMG Evaluations: An Overview. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 28 (2): 121-127. DOI: 10.1023/A:1023858524879
- Graef J., Smith A., Kendall K., Walter A., Moon J., Lockwood C., Beck T., Cramer J., y Stout J. (2008). The relationships among endurance performance measures as estimated from VO<sub>2</sub>PEAK, ventilatory threshold, and electromyographic fatigue threshold: a relationship design. *Dynamic Medicine* 7:15. DOI: 10.1186/1476-5918-7-15.

- Guffey D., Gervasi B., Maes A., y Malek M. (2012). Estimating Electromyographic and Heart Rate Fatigue Thresholds from a Single Treadmill Test. *Muscle Nerve* 46 (4): 577–581. DOI: 10.1002/mus.23345.
- Hug F., Laplaud D., Lucía A., y Grelot L. (2006). A Comparison of Visual and Mathematical Detection of the Electromyographic Threshold during Incremental Pedaling Exercise: A Pilot Study. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 20 (3): 704-708. DOI: 10.1519/R-17405.1.
- López J. (2004). *Transición aeróbica - anaeróbica. Concepto, metodología de determinación y aplicaciones* (pp. 163-168]. Primera edición. Madrid: Master Line & Prodigio S.L.
- Lucía A., Vaquero A.F., Pérez M., Sánchez O., Sánchez V., Gómez M.A., y Chicharro J.L. (1997). Electromyographic Response to Exercise in Cardiac Transplant Patients. A New Method for Anaerobic Threshold Determination. *CHEST* 111 (6): 1571-76. DOI: 10.1378/chest.111.6.1571.
- Lucía A., Sánchez O., Carvajal A., y Chicharro J.L. (1999). Analysis of the aerobic-anaerobic transition in elite cyclists during incremental exercise with the use of electromyography. *British Journal of Sports Medicine* 33 (3) 178–185. DOI: 10.1136/bjism.33.3.178.
- McGill K. C. (2004). Surface electromyogram signal modelling. *Medical & Biological Engineering & Computing*, Vol. 42 (4): 446—454. DOI: 10.1007/BF02350985
- Merlo A. y Campanini I. (2010). Technical Aspects of Surface Electromyography for Clinicians. *The Open Rehabilitation Journal*. 3 (1) 98-109. DOI: 10.2174/1874943701003010098\_

- Nagata A., Muro M., Moritani T., y Yoshida T. (1981). Anaerobic Threshold Determination by Blood Lactate and Myoelectric Signals. *Japanese Journal of Physiology*, 31 (4): 585-597. Recuperado de [https://www.jstage.jst.go.jp/article/jjphysiol1950/31/4/31\\_4\\_585/pdf](https://www.jstage.jst.go.jp/article/jjphysiol1950/31/4/31_4_585/pdf)
- Scheuermann B.W., Tripse McConnell J.H., y Barstow T.J. (2002). EMG and oxygen uptake responses during slow and fast ramp exercise in humans. *Experimental Physiology* 87 (1): 91–100. DOI: 10.1113/eph8702246
- Tarrago C., Fagundes J., Melo M., La Torre M., Pasini M., Araújo L., De Oliveira J.L., y De Oliveira L.P. (2008). Comparing the lactate and EMG thresholds of recreational cyclists during incremental pedaling exercise. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology* 86 (5): 272–278. DOI: 10.1139/y08-020