

Máster Universitario en Rendimiento Deportivo y Salud
Universidad Miguel Hernández



UNIVERSITAS
Miguel Hernández

Valoración de métodos alternativos para la normalización de la
EMG en hombres y mujeres durante el pedaleo ciclista

Autor:

Diego Fernández Artime

Tutor:

Jose Luis López Elvira

Cotutor:

Aaron Miralles Iborra

Curso académico 2021-2022

Índice

Resumen, palabras clave.....	3
Introducción.....	4
Métodos.....	6
Bibliografía.....	8



Resumen, palabras clave

RESUMEN

El presente trabajo pretende evaluar varios métodos de normalización para EMG en diferentes músculos del tren inferior durante el pedaleo ciclista y valorar si el sexo es una variable determinante en el protocolo de normalización. Para ello 20 ciclista, 10 mujeres y 10 hombres realizaron tres pruebas: la primera consistía en unas contracciones isométricas máximas de 3-5 s, las dos siguientes se realizaban en un rodillo, la segunda prueba consistía en un registro del pedaleo a 200 W a 90 rpm (test submáximo) y la última en un sprint hasta llegar a la potencia pico (test de sprint). Tras grabar la activación muscular a través del EMG en los tres métodos se trató la señal para poder obtener, evaluar y comparar los valores máximos de cada tipo de prueba.

PALABRAS CLAVE: electromiografía, normalización, ciclismo.



Introducción

Según diversos estudios las características de amplitud y frecuencia de la señal electromiográfica (EMG) detectada con electrodos de superficie son sensibles a distintos factores intrínsecos y extrínsecos. (De Luca, 1997). El tipo de fibra muscular, el diámetro, la profundidad y ubicación con respecto a los electrodos y la cantidad de tejido entre el músculo y el electrodo son algunos de los factores intrínsecos que no se pueden controlar. Los factores extrínsecos dependen de la orientación, ubicación y distancia entre los electrodos. Debido a todos estos problemas que presenta el trabajo con EMG solo se podría evaluar y comparar actividad de los músculos cuando la configuración de los electrodos no ha sido alterada. Por lo tanto, para poder comparar la actividad muscular entre diferentes músculos, momentos temporales o sujetos, la EMG debe ser normalizada, es decir, ajustar la señal a unos valores de referencia. Numerosas investigaciones han utilizado el valor máximo de EMG de contracciones voluntarias máximas isométricas (MVC) para determinar la máxima capacidad de activación muscular. A través de este valor normalizan el resto de las medidas, expresando estas en porcentaje de la MVC. A pesar de ello según algunos autores las MVC podrían no representar la capacidad de activación máxima del músculo (Besomi et al., 2020) ya que por ejemplo se asume que las personas van a realizar un esfuerzo máximo, del 100% durante el test, lo cual depende de la motivación de cada participante y de lo familiarizado que esté con este tipo de ejercicios. Además, el ángulo al que se normaliza el músculo debería ser igual al ángulo articular durante las actividades registradas, por lo contrario, podrían ocurrir errores considerables (Mirka, 1991). En el caso de la mayoría de los deportes las acciones son dinámicas, por lo tanto los ángulos articulares van cambiando y no existe un solo ángulo articular al que se realice una acción. Asimismo, la velocidad de contracción puede producir diferencias en la actividad muscular por lo tanto una MVC puede no representar la capacidad de máxima activación en acciones con movimiento (Eloranta, 1980; Westing et al., 1991).

Estas razones han llevado a algunos autores a realizar métodos alternativos para normalizar la señal de la EMG durante el pedaleo en ciclismo, concluyendo además que estos métodos pueden ser más repetibles, fiables y sensibles que una MVC isométrica (Albertus-Kajee et al., 2010; Sinclair et al., 2015; Rouffet & Hautier, 2008; Fernández-Pena et al., 2009). Asimismo, estos métodos alternativos pueden resultar más prácticos ya que se realizan sobre la bicicleta y no es necesario ejecutar maniobras fuera esta, lo que lo hace más rápido y menos complejo. Como punto negativo estos test son específicos de la prueba y no aplicables a otro tipo de ejercicios.

Según la revisión de Hug & Dorel, (2009). hay ciertos factores que afectan a la EMG durante el pedaleo los cuales hay que controlar para que la señal no se vea influenciada por estos:

- 1- Potencia: el incremento de potencia está relacionado con un incremento de la actividad muscular de los principales músculos del miembro inferior (Erikson, 1986; Sarre et al., 2003).
- 2- Cadencia: MacIntosh et al. (2000) evaluaron a 50, 60, 80, 100 y 120 rpm diferentes potencias (100, 200, 300, y 400 W) concluyendo que la activación muscular es modificada según la cadencia a la que se trabaja, dándose el nivel mínimo de actividad muscular a diferentes cadencias según la potencia, por ejemplo, era mínima a 60 rpm para 100 W, y cerca de 100 rpm para 400 W.
- 3- Tipo de ajuste pie-pedal: Erikson (1986) comparó la actividad muscular de 11 músculos del miembro inferior al pedalear con pedales sin fijación (plataforma plana) y pedales automáticos (fijos) encontrando mayor activación en el recto femoral, bíceps femoral y tibial anterior y menor activación en el vasto y sóleo.
- 4- Posición del cuerpo: una mayor inclinación del tronco, determinada por el tipo de agarre en el manillar, significa un aumento de la actividad en el glúteo mayor comparada a una

postura más erguida (Savelberg et al., 2003). Además, al comparar la posición de sentado con la de pie se observa mayor activación en el glúteo mayor, recto femoral y tibial anterior en la posición de pie (Li & Caldwell, 1998)..

- 5- Entrenamiento previo: ciclistas entrenados tienen una mayor activación del bíceps femoral lo que contribuye a un descenso en la activación en los músculos extensores de rodilla (Takaishi et al., 1998; Hug et al., 2006; Chapman et al., 2007).
- 6- Fatiga: la frecuencia de la señal EMG disminuye con el incremento de la fatiga muscular (De Luca, 1984).

Por lo tanto, siguiendo la línea de autores anteriormente citados los cuales comparaban la actividad muscular en situaciones dinámicas y MVCs, el presente trabajo de fin de máster pretende evaluar diferentes métodos para la normalización de la EMG durante el pedaleo ciclista, comparando las contracciones voluntarias máximas con un test submáximo y un sprint. Además, también se valorará si el sexo es una variable determinante en el protocolo de normalización. A diferencia de otros estudios similares (Hunter, 2002; Rouffet & Hautier, 2008; Sinclair et al., 2015) que tienen una limitación a la hora de generalizar los resultados, dado que la muestra presentada solo estaba conformada por hombres, el actual trabajo posee una muestra homogénea de hombres y mujeres.



Métodos

MUESTRA

La muestra estaba compuesta por 20 participantes, 10 mujeres (edad= 30.7 ± 9.5 años, estatura= 160.7 ± 6.3 cm, masa= 56.6 ± 7.4 kg) y 10 hombres (edad= 33.2 ± 12.7 años, estatura= 175.2 ± 6.8 cm, masa= 75.9 ± 10.8 kg) que realizaban una media de 165 ± 100.4 kilómetros semanales, todos ellos practicaban ciclismo en carretera, pero gran parte de la muestra combinaba sus salidas con la bicicleta de carretera realizando entrenamientos con la bicicleta de montaña.

Todos los participantes firmaron un consentimiento informado antes de su colaboración y utilizaron su propia bicicleta de carretera para las mediciones, las cuales tenían una duración aproximada de 1 h 30 min.

MATERIAL

Para realizar el análisis de la activación muscular se ejecutó el registro con el electromiógrafo de superficie inalámbrico Noraxon Ultium (Noraxon USA; Scottsdale, AZ), operando a una frecuencia de 2000 Hz. El electromiógrafo se sincronizó con el sistema de captura de movimiento tridimensional Vicon MX-Giganet, con el software Nexus 2.12.1 (Vicon Motion Systems Ltd; Oxford, Reino Unido), compuesto por 8 cámaras (7 modelo T10 y una Bonita) operando a una frecuencia de 200 Hz. La señal de ambos aparatos se registró simultáneamente sincronizada.

Para controlar las condiciones de pedaleo, se utilizó el rodillo de transmisión directa Saris H3 y la aplicación de móvil Rouvy Workouts, a través del cual se puede controlar la resistencia a vencer y medir la cadencia de pedaleo.

PROTOCOLO

Se realizó un calentamiento en bicicleta de 10 min con una potencia mantenida de 100 W y una cadencia controlada de 90 rpm. Posteriormente, se rasuró y se limpió la piel con alcohol para poder colocar los electrodos en los siguientes músculos: glúteo mayor (GM), bíceps femoral (BF), recto femoral (RF), vasto medial (VM), gastrocnemio medial (GN) y tibial anterior (TA); de ambas extremidades inferiores. Para determinar la posición de los electrodos se siguió el protocolo de SENIAM (Hermens, 1997). Se escogieron estos músculos ya que son los que generalmente se estudian en investigaciones que analizan EMG en el pedaleo (Dorel et al., 2007; Hug et al., 2006; Duc et al., 2006), se pueden medir con electromiografía de superficie y están implicados en la flexión y extensión de la cadera, rodilla y tobillo: GM (extensor de cadera), BF (extensor de cadera/flexor de rodilla), RF (extensor de rodilla/flexor de cadera), VM (extensor de rodilla), GN (extensor de tobillo/flexor de rodilla) y TA (flexor de tobillo).

También se colocaron dos marcadores reflectantes en cada pedal con el fin de poder medir el ángulo de la biela en cada momento de la pedalada.

A continuación, se realizaron 5 maniobras para registrar las contracciones voluntarias isométricas máximas, repitiendo cada una dos veces para cada pierna. Se siguió la propuesta de normalización de Konrad (2005), donde las MVCs tienen una duración de 3-5 s con un tiempo de descanso entre 30 y 60 s y se adaptaron las maniobras propuestas por este. Las maniobras que se siguieron eran siguientes: para RF y VM extensión de rodilla sentado en banco contra resistencia fija, para GN sentado con las piernas extendidas extensión de tobillo contra resistencia fija, para TA sentado con las piernas estiradas flexión de tobillo contra resistencia manual. Tras estos tres ejercicios se llevaron a cabo las normalizaciones de GM y BF (los electrodos se colocaron tras hacer las primeras normalizaciones para no tener que sentarse encima de ellos). Para el GM se realizó una extensión de cadera en bipedestación con la rodilla

extendida contra resistencia fija y para el BF se ejecutó una flexión de rodilla en bipedestación con la cadera extendida contra una resistencia manual y la rodilla flexionada a 90°.

Una vez colocados los electrodos y registradas las MVCs se grabó una prueba pedaleando a 150 W con una cadencia mantenida de 90 rpm con el fin poder posteriormente probar la normalización. A continuación, se grabaron dos test específicos sobre la bicicleta a diferentes intensidades. La primera prueba consistía en pedalear a una intensidad submáxima constante de 200 W con cadencia mantenida de 90 rpm. En la segunda prueba los participantes realizaban un sprint máximo. Para realizar esta prueba se configuraba el rodillo con la resistencia máxima que permite, la cual no iban a conseguir vencer y debían de tratar de realizar un sprint al máximo. El rodillo iba incrementando progresivamente la resistencia hasta que se paraban ya que no podían vencer esa carga al alcanzar su potencia pico. En todas las pruebas se grabaron dos bloques de 12 s de pedaleo consecutivo.

ANÁLISIS DE DATOS

Con el fin de tratar la señal electromiográfica se aplicaron los siguientes procesamientos:

- Filtro de paso banda 10-350 Hz (Fernández-Pena et al., 2009).
- Centrado.
- Rectificado.
- Filtro de paso bajo Butterworth de 2º orden con frecuencia de corte de 8 Hz.

A partir de los datos obtenidos una vez filtrados estos, se busca el valor máximo de cada ensayo para obtener la activación máxima de cada prueba y seleccionar el valor a partir del cual se va a normalizar.

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

La estadística descriptiva se calculó con el promedio y la desviación típica. El análisis de los resultados se realizó usando el software de análisis estadístico IBM SPSS Statistics 28.0. (IBM; Armonk, NY).

Para comprobar la distribución normal de los datos se ejecutó el test de Shapiro–Wilk para el contraste de normalidad. Posteriormente se realizó un análisis de la varianza (ANOVA) mixto de medidas repetidas donde existían dos factores, el factor intrasujeto que es el método de normalización (con tres niveles) y el factor intersujeto que es el sexo de los participantes (dos niveles). El post hoc de Tuckey fue usado para encontrar diferencias significativas entre niveles.

Bibliografía

- Albertus-Kajee, Y., Tucker, R., Derman, W., & Lambert, M. (2010). Alternative methods of normalising EMG during cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(6), 1036-1043.
- Besomi, M., Hodges, P. W., Clancy, E. A., Van Dieën, J., Hug, F., Lowery, M., ... & Tucker, K. (2020). Consensus for experimental design in electromyography (CEDE) project: Amplitude normalization matrix. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 53, 102438.
- Chapman, A. R., Vicenzino, B., Blanch, P., & Hodges, P. W. (2008). Patterns of leg muscle recruitment vary between novice and highly trained cyclists. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(3), 359-371.
- De Luca, C. J. (1984). Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Critical reviews in biomedical engineering*, 11(4), 251-279.
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*, 13(2), 135-163.
- Dorel, S., Couturier, A., & Hug, F. (2008). Intra-session repeatability of lower limb muscles activation pattern during pedaling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(5), 857-865.
- Duc, S., Bertucci, W., Pernin, J. N., & Grappe, F. (2008). Muscular activity during uphill cycling: effect of slope, posture, hand grip position and constrained bicycle lateral sways. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(1), 116-127.
- Eloranta, V. (1980). Function of quadriceps femoris muscle under maximal concentric and eccentric contractions. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 20, 159-174.
- Ericson, M. (1986). On the biomechanics of cycling. A study of joint and muscle load during exercise on the bicycle ergometer. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*. Supplement, 16, 1-43.
- Fernández-Pena, E., Lucertini, F., & Ditroilo, M. (2009). A maximal isokinetic pedalling exercise for EMG normalization in cycling. *Journal of electromyography and kinesiology*, 19(3), 162-170.
- Hermens, H. J., Freriks, B. (1997). The state of the art on sensors and sensor placement procedures for surface electromyography: a proposal for sensor placement procedures. Report of the SENIAM Project, Roessingh Research and Development, Enschede.
- Hug, F., & Dorel, S. (2009). Electromyographic analysis of pedaling: a review. *Journal of electromyography and kinesiology*, 19(2), 182-198.
- Hug, F., Laplaud, D., Lucia, A., & Grelot, L. (2006). EMG threshold determination in eight lower limb muscles during cycling exercise: a pilot study. *International journal of sports medicine*, 27(06), 456-462.
- Hug, F., Laplaud, D., Lucia, A., & Grelot, L. (2006). EMG threshold determination in eight lower limb muscles during cycling exercise: a pilot study. *International journal of sports medicine*, 27(06), 456-462.
- Hunter, A. M., Gibson, A. S. C., Lambert, M., & Noakes, T. D. (2002). Electromyographic (EMG) normalization method for cycle fatigue protocols. *Medicine and science in sports and exercise*, 34(5), 857-861.
- Konrad, P. (2005). The abc of emg. *A practical introduction to kinesiological electromyography*, 1(2005), 30-5.

- Li, L., & Caldwell, G. E. (1999). Coefficient of cross correlation and the time domain correspondence. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9(6), 385-389.
- MacINTOSH, B. R., Neptune, R. R., & Horton, J. F. (2000). Cadence, power, and muscle activation in cycle ergometry. *Medicine and science in sports and exercise*, 32(7), 1281-1287.
- Mirka, G. A. (1991). The quantification of EMG normalization error. *Ergonomics*, 34(3), 343-352.
- Rouffet, D. M., & Hautier, C. A. (2008). EMG normalization to study muscle activation in cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(5), 866-878.
- Sarre, G., Lepers, R., Maffiuletti, N., Millet, G., & Martin, A. (2003). Influence of cycling cadence on neuromuscular activity of the knee extensors in humans. *European journal of applied physiology*, 88(4), 476-479.
- Savelberg, H. H., Van de Port, I. G., & Willems, P. J. (2003). Body configuration in cycling affects muscle recruitment and movement pattern. *Journal of Applied Biomechanics*, 19(4), 310-324.
- Sinclair, J., Taylor, P. J., Hebron, J., Brooks, D., Hurst, H. T., & Atkins, S. (2015). The reliability of electromyographic normalization methods for cycling analyses. *Journal of human kinetics*, 46, 19.
- Takaishi, T., Yamamoto, T., Ono, T., Ito, T., & Moritani, T. (1998). Neuromuscular, metabolic, and kinetic adaptations for skilled pedaling performance in cyclists. *Medicine and science in sports and exercise*, 30, 442-449.
- Westing, S. H., Cresswell, A. G., & Thorstensson, A. (1991). Muscle activation during maximal voluntary eccentric and concentric knee extension. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 62(2), 104-108.

