

UNIVERSIDAD PÚBLICA DE NAVARRA



TESIS DOCTORAL

DETERMINACION DE LOS UMBRALES VENTILATORIOS, METABÓLICOS Y ELECTROMIOGRÁFICOS DURANTE EL TEST DE ESFUERZO INCREMENTAL EN CICLISTAS DE ELITE

DETERMINATION OF VENTILATORY, METABOLIC AND ELECTROMYGRAPHIC THRESHOLDS DURING THE INCREMENTAL TEST IN ELITE CYCLISTS

---

DOCTORANDO

Iban Alexander LATASA ZUDAIRE

DIRECTORES:

Alfredo Córdova Martínez

Javier Rodríguez Falces

Javier Navallas Irujo

---



*A mi esposa Laura y a mis hijas Laia y Amaia*

## AGRADECIMIENTOS:

Al fin hemos llegado a una de las metas que me había propuesto la presentación de la Tesis Doctoral. Considero esta tesis como una extensión de mi personalidad, donde probablemente se desprende el amor por el ciclismo, y los deseos de realizar un trabajo científico serio, ordenando sus conocimientos en el intento de devolverle al ciclismo algo de lo que él me ha dado tanto como “científico” como competidor.

En primer lugar, quiero agradecer a mis padres por educarme como persona y permitirme poder instruirme en aquello que yo he decidido. Ellos me han brindado la oportunidad de ser libre en cuanto al camino de mi formación académica y deportiva. Gracias Begoña y Miguel por dejar que en mis decisiones nunca tenga presión y respetarme por ello. Quizás este resultado llegue tarde, pero los talentos son como las trufas, hay que buscarlos y desenterrarlos.

A Laura por animarme para crecer no solo profesionalmente sino como persona. Aunque trabajamos en ámbitos muy diferentes, fuiste mi primer contacto con la ciencia y has sido mi mentora durante este trabajo. Muchas gracias por tu apoyo.

A mis hijas Laia y Amaia, cuando empecé ellas ni siquiera existían, aún no saben leer, para cuando lo lean, gracias por despertarme noche tras noche y así poder avanzar en el trabajo.

Mi especial agradecimiento al Profesor Alfredo Córdova, director de la Tesis por su disponibilidad y dedicación, tanto en tiempo como espacio siempre está donde lo he necesitado, así como su tenacidad, que me ha servido de inspiración para lograr mis metas.

Gracias también a Javier Rodríguez Falces, codirector de esta Tesis, por ayudarme en mis inicios como doctorando, y por creer en las posibilidades de desarrollar este trabajo exitosamente.

A Javier Navallas y Armando Malanda por acogerme en su grupo de investigación dentro del Departamento Ingeniería Eléctrica y Electrónica de la Universidad Pública de Navarra, así como a la Universidad de Valladolid y su Escuela de Fisioterapia por poder desarrollar los experimentos en sus instalaciones y recursos.

De entre todos los colaboradores del mundo del ciclismo, quiero agradecer la colaboración del club ciclista Galibier y al equipo Lizarte, especialmente a su director general D. Manuel Azcona. Agradecer el apoyo recibido por parte de Xabier Artetxe, actualmente preparador físico en el equipo ciclista profesional Sky. Así como a José Luis y Jon de la empresa Calibix.

Como no, a todos los ciclistas que habéis participado en este estudio, sin vosotros hubiese sido imposible, os deseo lo mejor, y espero que alcancéis vuestra Meta. En especial a Martín y a Miguel que siempre han sido mis conejillos de la puesta a punto experimental.

Al Dr. Gerardo Villa, por su disponibilidad, rigurosidad y profesionalidad, si no está él es un ejemplo a seguir a la hora de dirigir cualquier test, aunque si me dan a elegir, mejor que este él.

A los Dres. Gregorio Quintana y Juan Mielgo les agradezco su implicación en todo lo referente a la matemática y estadística. El Dr. Quintana fue fundamental en el trabajo de análisis de las señales. Muchas gracias por vuestra desinteresada colaboración.

A Laureano por su amor al ciclismo, estoy seguro de que se la lee completa y se anima por fin a ser doctor, además de médico.

Por último, mi agradecimiento a mis amigos que me han hecho creer que nunca lo conseguiría, ellos sabían que era la mejor manera de apoyarme, y así poder llevarles la contraria. Durante la presentación espero las preguntas de los doctores, que siempre me han criticado.

Gracias de corazón a aquellos que han confiado en mí, y también a los que no, ya que, de una manera u otra, entre todos me habéis dado fuerzas para afrontar este desafío.

## INFORME DE VALORACIÓN DE LA TESIS DOCTORAL:

Alfredo CÓRDOVA MARTÍNEZ, Catedrático de Fisiología en la Facultad de Fisioterapia de Soria (Universidad de Valladolid), Dpto. Bioquímica, Biología Molecular y Fisiología, director del trabajo de Tesis Doctoral presentado por D. Iban Alexander LATASA ZUDAIRE, titulado: DETERMINACION DE LOS UMBRALES VENTILATORIOS, METABÓLICOS Y ELECTROMIOGRÁFICOS DURANTE EL TEST DE ESFUERZO INCREMENTAL EN CICLISTAS DE ELITE.

**INFORMA** que la Tesis Doctoral hace una aportación significativa al conocimiento de un tema tan relevante y necesario para poder mejorar el rendimiento del ciclista. La amplia y bien documentada literatura científica consultada evidencia que el tema ocupa un lugar relevante en esta materia.

El doctorando ha hecho un planteamiento bien estructurado, con una presentación clara y escrita de una forma didáctica. El doctorando utiliza un discurso lógico elaborado de forma sistemática y rigurosa. Dado que la Tesis doctoral ha sido fruto de recopilación de trabajos científicos, reúne las condiciones necesarias como trabajo científico. Ha hecho un excelente planteamiento del problema objeto de la investigación y ha utilizado una metodología apropiada para poder desarrollar.

El doctorando ha analizado adecuadamente los problemas, los enfoques y los instrumentos aplicados a la valoración de los umbrales que se presentan en los diferentes sistemas funcionales del organismo del deportista. Sin duda el interés y calidad de los resultados obtenidos es relevante en el ámbito de la Fisiología y la Medicina deportiva.

Considero que este interesante trabajo, merece su aprobación para ser defendido ante el tribunal nombrado al efecto.

Lo que comunico para su conocimiento y efectos.



Fdo. Alfredo CÓRDOVA MARTÍNEZ

Javier RODRIGUEZ FALCES, Contratado Doctor Interino del Dpto. Ingeniería, Eléctrica y Electrónica y de Comunicación de la Universidad Pública de Navarra director del trabajo de Tesis Doctoral presentado por D. Iban Alexander LATASA ZUDAIRE, titulado: DETERMINACION DE LOS UMBRALES VENTILATORIOS, METABÓLICOS Y ELECTROMIOGRÁFICOS DURANTE EL TEST DE ESFUERZO INCREMENTAL EN CICLISTAS DE ELITE.

**INFORMA** que la Tesis Doctoral hace una aportación significativa al análisis de fatiga durante un esfuerzo en deportistas de élite. La documentada literatura científica consultada evidencia el interés de la materia.

El doctorando ha planteado del problema objeto de la investigación y ha utilizado una metodología apropiada para desarrollar el presente trabajo. Ha realizado todas las actividades propuestas por el programa de doctorado. Además, la Tesis doctoral se presente en modo de compendio de artículos científicos, validando así su trabajo científico por revisores externos.

El doctorando ha diseñado de manera correcta el test experimental, así como trabajado con los instrumentos de medida utilizados. Ha aplicado distintas técnicas de procesado de señal y cálculos matemáticos para la obtención de los resultados obtenidos en el presente trabajo. Sin duda el interés y calidad de los resultados obtenidos son relevantes en el ámbito del análisis de fatiga neuromuscular.

Considero que este interesante trabajo, merece su aprobación para ser defendido ante el tribunal nombrado al efecto.

Lo que comunico para su conocimiento y efectos



Fdo. Javier RODRIGUEZ FALCES

Javier NAVALLAS IRUJO, Contratado Doctor del Dpto. Ingeniería, Eléctrica y Electrónica y de Comunicación de la Universidad Pública de Navarra director del trabajo de Tesis Doctoral presentado por D. Iban Alexander LATASA ZUDAIRE, titulado: DETERMINACION DE LOS UMBRALES VENTILATORIOS, METABÓLICOS Y ELECTROMIOGRÁFICOS DURANTE EL TEST DE ESFUERZO INCREMENTAL EN CICLISTAS DE ELITE.

INFORMA que la Tesis Doctoral hace una aportación significativa al análisis de la transición aeróbica-anaeróbica aplicando técnicas de procesado que permiten profundizar en las implicaciones ventilatorias, metabólicas y electrofisiológicas de dicha transición.

El doctorando ha demostrado autonomía y rigor, tanto en el planteamiento de las hipótesis de partida como en el diseño de experimental y el desarrollo de las técnicas de análisis de los datos recogidos.

Considero que este trabajo merece su aprobación para ser defendido ante el tribunal nombrado al efecto.

Lo que comunico para su conocimiento y efectos

A handwritten signature in blue ink, consisting of a stylized 'J' followed by 'i' and a period.

Fdo. Javier NAVALLAS IRUJO





---

*"Life is like riding a bicycle. To keep your balance, you must keep moving"*  
(Albert Einstein, 1930)

## REFERENCIA DE ABREVIATURAS

BF: Músculo Biceps femoral

CSD: Consejo Superior de Deportes

CVMI: Contracción voluntaria máxima isométrica

EMG: *Electromiography* (Electromiografía)

FC: frecuencia cardíaca

Fmean: Frecuencia media

Fmedian: Frecuencia mediana

GE: *Gross Efficiency* (eficiencia mecánica bruta o gruesa)

GAS: Músculos gastrocnemios

GL: Músculo gastrocnemio lateral

GM: Músculo gastrocnemio medial

Gmax: Músculo Glúteo mayor.

GPS: *Global Positioning System*

MVC: Contracción máxima voluntaria.

MPFft: *Mean power frequency fatigue threshold*. Umbral de fatiga a partir de la frecuencia media de la potencia

LT: *Lactate threshold* (Umbral de lactato)

OBLA: *Onset Blood Lactate accumulation* (inicio de acumulación de lactato en sangre)

PMS: punto muerto superior

PMI: Punto muerto inferior.

ppm: pulsaciones por minuto, frecuencia cardíaca.

PWC<sub>FT</sub>: *Physical working capacity at the fatigue threshold* (Capacidad Física de Trabajo en el Umbral de Fatiga)

RCP: *Respiratory compensation point* (punto de compensación respiratoria)

RER: *Respiratory exchange rate* (cociente respiratorio)

RF: Músculo Recto femoral.

RMS: *Root mean square* (Valor cuadrático medio, Valor eficaz)

Rpm: revoluciones por minuto

RSS: *Residual sum of squares*. Suma residual de cuadrados

SD: *Standard deviation* (Desviación estándar)

SEM: *Standard error of the mean* (Error estándar de la media)

sEMG : *Surface Electromiography* (Electromiografía de superficie)

SM: Músculo Semimebranoso

SNC: Sistema nervioso central  
ST: Músculo semitendinoso  
SOL: Músculo sóleo.  
TA: Músculo Tibial anterior  
UM: Unidades motoras  
UMA: Unidad motoras de activación.  
VCO<sub>2</sub>: Volumen CO<sub>2</sub> expulsado  
VL: Músculo Vasto medial.  
VM: Músculo Vasto medial.  
VO<sub>2</sub>: Volumen de consumo de oxígeno  
VO<sub>2max</sub>: Consumo máximo de oxígeno  
VT: *Ventilatory threshold* (Umbral anaeróbico)

**RESULTADO DE ESTE TRABAJO, SE HAN GENERADO LAS SIGUIENTES PUBLICACIONES:**

Córdova, A., Latasa, I., Seco, J., Villa, G., & Rodríguez-Falces, J. (2014). Physiological responses during cycling with oval chainrings (Q-Ring) and circular chainrings. *J Sports Sci Med*. 13:410-416.

Latasa, I., Cordova, A., Malanda, A., Navallas, J., Lavilla-Oiz, A., & Rodríguez-Falces, J. (2016). Limitations of spectral electromyographic analysis to determine the onset of neuromuscular fatigue threshold during incremental ergometer cycling. *J Sports Sci Med*. 15:148-157.

Latasa, I., Cordova, A., & Rodríguez-Falces, J. (2016). Neuromuscular, metabolic and ventilatory fatigue threshold from an incremental cycling test using 1-min exercise periods. *J Sci Cycling*. Vol. 5(2), 39-40

Latasa, I., Cordova, A., Villa, G., Quintana Ortí, G., & Rodríguez-Falces, J. (2017). Estimation of the neuromuscular fatigue threshold from an incremental cycling test using 1-minute exercise period. *J Sports Med Phys Fitness*. 57:33-42.

Córdova, A., Nuin, I., Fernández-Lázaro, D., Latasa, I., & Rodríguez-Falces, J. (2017) Electromyographic (EMG) activity during pedalling, its usefulness in diagnosing fatigue in cyclists. *Arch Med Deporte* ;34(4):217-223

Latasa I, Cordova A, Quintana-Orti G., Lavilla-Oiz A, Navallas J, Rodríguez-Falces J. (2019) Evaluation of the Electromyography Test for the Analysis of the Aerobic-Anaerobic Transition in Elite Cyclists during Incremental Exercise. *App Sci* (Aceptado pendiente publicacion).

## RESUMEN

La fatiga muscular tiene múltiples definiciones, pero indudablemente su principal misión es la protección. La electromiografía de superficie (sEMG) es una técnica adecuada para comprender los patrones de activación musculares, y en particular durante el pedaleo y la aparición de fatiga muscular en el ciclismo de Elite..

Durante el ejercicio (pedaleo) se ha observado principalmente un aumento gradual en la amplitud de sEMG, como resultado de dos estrategias adoptadas por el sistema neuromuscular: un reclutamiento progresivo de unidades motoras adicionales y un aumento de la tasa de descarga. Además, varios autores indican que estos aumentos inducidos por la fatiga en la actividad de sEMG podrían ser debidos a la acumulación de subproductos metabólicos de la contracción muscular.

Por ello, la posibilidad de extraer, a partir de una única prueba de esfuerzo, tanto los umbrales de fatiga metabólicos, ventilatorios y los basados en el sEMG nos parece un elemento importante en el ámbito del deporte de élite y en particular el ciclismo.

Primeramente, se analizó la influencia del pedaleo en las respuestas fisiológicas en ciclistas que usan platos redondos (C) u ovalados (Q) durante una prueba incremental hasta el agotamiento. Encontramos que los platos Q no influían significativamente en la respuesta fisiológica en comparación a un plato convencional.

Posteriormente nos planteamos evaluar el método utilizado para estimar por una parte el umbral de fatiga neuromuscular a partir de la amplitud sEMG (prueba  $PWC_{FT}$ ) durante una prueba incremental con escalas de ejercicio de 1 minuto, y a su vez investigar las posibles asociaciones entre  $PWC_{FT}$  y los umbrales metabólicos y ventilatorios. Concluimos que la aplicación del método  $PWC_{FT}$  propuesto por deVries et al. usando escalas incrementales de 1 minuto podrían llevar a una sobreestimación del umbral de fatiga neuromuscular ( $PWC_{FT}$ ). Por otra parte, la potencia de salida en  $PWC_{FT}$  fue significativamente más alta que la de VT1 y OBLA pero no fue correlacionada con la de OBLA, pero si con VT1.

En otro de los estudios de los que hemos presentado estudiamos la validez del nuevo enfoque al evaluar los cambios en los indicadores espectrales EMG a lo largo de toda la prueba y dentro de los diferentes períodos de ejercicio de la prueba. Observamos que los índices espectrales de sEMG no proporcionan una medida confiable del estado de fatiga del músculo durante una prueba de ciclismo incremental. Además, no es posible determinar el inicio de la fatiga neuromuscular mediante el examen de los indicadores espectrales.

Por último, se validó la existencia de dos umbrales neuromusculares de fatiga en deportistas de élite mediante el método multi-regresional,  $EMG_{T1}$  y  $EMG_{T2}$ , que corresponden respectivamente con el primer y segundo umbral ventilatorio, por lo que este algoritmo es un método no invasivo válido para analizar las transiciones aeróbicas y anaeróbicas de cada músculo durante un test incremental 1 min.

## 0 ÍNDICE

<b>Contenido</b>	
0 ÍNDICE.....	14
1 INTRODUCCIÓN.....	22
1.1 El ciclismo.....	22
1.2 Conceptos básicos de la electromiografía (EMG).....	23
1.2.1 Contracción voluntaria.....	24
1.2.2 Origen y evolución del estudio de la señal EMG.....	24
1.2.3 Instrumentación en EMG y Metodología.....	25
1.2.4 Electrodo.....	25
1.2.5 Registro muscular superficial.....	26
1.2.6 Valoración EMG.....	26
1.2.7 Señales.....	27
1.3 Activación muscular en el pedaleo y normalización EMG.....	29
1.3.1 Fases del pedaleo.....	29
1.3.2 Actividad EMG en el músculo durante el pedaleo.....	32
1.3.3 Caracterización de la activación de los patrones musculares del miembro inferior durante el pedaleo.....	33
1.3.4 Factores que pueden influir en los patrones EMG durante el pedaleo	34
1.4 Fatiga muscular.....	37
1.4.1 Determinación del umbral de fatiga neuromuscular mediante técnicas EMG	38
2 HIPOTESIS DE TRABAJO.....	41
3 OBJETIVOS.....	43
4 MATERIAL Y METODOS.....	45
4.1 Sujetos.....	45
4.2 Material.....	46
4.2.1 Antropometría.....	46
4.2.2 Dinamometría:.....	46
4.2.3 Frecuencia cardiaca.....	47
4.2.4 Cicloergómetro.....	47
4.2.5 Análisis de lactato en sangre.....	48
4.2.6 Analizador de gases.....	48
4.2.7 Electromiografía (EMG).....	49
4.2.8 Posicionamiento electrodos.....	51

4.3	Calculo de Umbrales.....	53
4.3.1	Umbrales ventilatorios.....	53
4.3.2	Umbrales metabólicos.....	54
4.3.3	Umbrales de fatiga EMG.....	55
4.4	Descripción de los tests.....	61
4.4.1	Test incremental.....	61
4.4.2	Sprints.....	61
4.4.3	Test constante.....	61
4.4.4	Dinamometría.....	62
4.5	Procedimiento experimental, particularidades de cada test.....	63
4.5.1	Análisis plato Q (Test Q):.....	63
4.5.2	Estudio electromiográfico y fatiga (Test EMG).....	64
4.6	Análisis de datos.....	65
4.6.1	Herramientas y software de análisis.....	65
4.7	Análisis estadístico.....	65
5	RESULTADOS.....	69
5.1	Respuesta fisiológica ante platos Q y C.....	69
5.2	Estimación de la fatiga neuromuscular durante el test incremental....	72
5.2.1	Umbrales de fatiga de variables metabólicas / ventilatorias y sEMG durante la prueba incremental.....	72
5.2.2	Variables metabólicas/ventilatorias y sEMG durante la prueba de trabajo constante.....	73
5.3	Limitaciones del análisis espectromiográfico espectral para determinar el inicio	76
5.3.1	Cambios en los indicadores espectrales de SEMG durante la prueba de ciclismo interno.....	76
5.3.2	Cambios en los indicadores espectrales de SEMG dentro de los períodos de ejercicio individual de la prueba incremental.....	77
5.3.3	Relación entre umbral ventilatorio e indicadores espectrales de SEMG.	78
5.4	Validez y fiabilidad para la detección de los umbrales aeróbicos y anaeróbicos a través de la electromiografía de superficie (sEMG).....	79
5.4.1	Validez: comparación entre los umbrales ventilatorio y electromiográfico.....	80
5.4.2	3.4 Correlación entre umbrales ventilatorio y electromiográfico....	81
5.4.3	Fiabilidad.....	82
6	DISCUSIÓN.....	84
6.1	Q-ring.....	85

6.2	Estimación de la fatiga neuromuscular.....	86
6.2.1	Comparación entre los umbrales de fatiga basados en sEMG y los umbrales metabólicos / ventilatorios.....	86
6.2.2	Evaluación del modelo de deVries et al. basado en sEMG utilizando períodos de ejercicio de 1 minuto.....	88
6.3	Limitaciones del análisis electromiográfico espectral para determinar el inicio	89
6.4	Validez y fiabilidad para la detección de los umbrales aeróbicos y anaeróbicos a través de la electromiografía de superficie (sEMG) .....	90
6.5	Aplicación práctica .....	91
7	CONCLUSIONES .....	94
8	BIBLIOGRAFÍA .....	96



## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Esquema de una contracción voluntaria, en el sistema nervioso .....	24
Figura 2 Tipos de electrodos en EMG.....	25
Figura 3 Características de la <b>Raw Signal</b> o señal bruta. ....	27
Figura 4 Procesado sobre la amplitud de la señal sEMG. a) señal original, b)señal rectificada c)curva envolvente d)señal integrada. ....	28
Figura 5 Fases durante el ciclo de la pedalada.....	29
Figura 6 Relacion entre los músculos que intervienen en el pedaleo y la fase en la que se encuentra el pedal [ <a href="http://www.velovecycling.com">http://www.velovecycling.com</a> ] .....	30
Figura 7 PMS: punto muerto superior, PMI: punto muerto inferior. Fases durante el ciclo de la pedalada.....	31
Figura 8 Efecto del incremento de la potencia en la eficiencia gruesa (GE) [de Koning et al. 2012] .....	32
Figura 9. Dinamometro SH5007 y Banco Colson.....	46
Figura 10. Pulsómetro Polar 610 y sensor de frecuencia cardíaca Wearlink.....	47
Figura 11. Powermeter y Powercontrol SRM .....	47
Figura 12 Ajuste del cicloergómetro a las medidas de cada ciclista con el medidor Calibix®.....	48
Figura 13 Analizador de Lactato Lactate Scout.....	48
Figura 14. Oxycon Mobile, Analizador de Gases y electrocardiógrafo .....	49
Figura 15 Imagen de una prueba de esfuerzo que emplea el analizador de gases.....	49
Figura 16. Cable SS2L y electrodos empleados para captación .....	50
Figura 17 Electromiografo MEGA 300 .....	50
Figura 18. Sistema de registro electromiográfico. ....	51
Figura 19. Vasto medial y lateral (ZygoteBodyTM) .....	51
Figura 20 Biceps femoral y Gluteo mayor (ZygoteBodyTM) .....	52
Figura 21 Posicionamiento de electrodos y cables para la realización del Test-EMG .	52
Figura 22 Criterios utilizados para identificar el umbral ventilatorio aeróbico [Subiela et al. 2007] .....	53
Figura 23 Criterios utilizados para determinar el umbral ventilatorio anaeróbico VT2 [Subiela et al.2007].....	54
Figura 24 Ejemplo de un registro completo electromiográfico durante la prueba incremental. De arriba a abajo, registros obtenidos de los músculos VL, VM, BF y Gmax.....	55

Figura 25. Señal sEMG de 11 pedaladas consecutivas capturada durante la prueba incremental. De arriba abajo, señal de los músculos, Vasto Lateral (VL), Vasto Medial (VM), Biceps Femoral (BF) y Glúteo Mayor (Gmax).....	56
Figura 26 Ejemplo de un test incremental. (arriba) Gráfica de potencia durante la prueba, y (debajo) la amplitud ( $\mu\text{Vrms}$ ) de las señales electromiográficas para los 4 músculos analizados VL, VM, BF, Gmax.....	57
Figura 27 Ejemplo representativo del método para estimar $\text{PWC}_{\text{FT}}$ a partir de un test incremental. (arriba) Gráfica del registro sEMG a lo largo del test (línea sólida representa la media cada 15 pedaladas). (abajo) Regresiones lineales correspondientes a cada escalón 1-min. En solido las regresiones con pendiente significativa positiva.....	58
Figura 28 Ejemplo de un test incremental. (arriba) Gráfica de potencia durante la prueba, y (debajo) la $F_{\text{mean}}$ (Hz) de las señales electromiográficas para los 4 músculos analizados VL, VM, BF, Gmax.....	59
Figura 29 Representación de la curva de Amplitud sEMG vs tiempo.....	59
Figura 30 Regresión simple curva sEMG y el valor RSS (S).....	60
Figura 31 Mejor regresión 2 segmentos curva sEMG, y el valor RSS (S).....	60
Figura 32 Mejor regresión 3 segmentos curva sEMG, y el valor RSS (S).....	61
Figura 33 Registro de la contracción voluntaria máxima. Imagen electromiógrafo de superficie.....	62
Figura 34 A) Montaje de Platos-Q en bielas tradicionales. B) Tamaño de plato equivalente para el Plato-Q de 53T. C) Plato Q, montado en bicicleta.....	63
Figura 35 Comparación de lactato en sangre utilizando los Platos-Q y Platos-C. Media $\pm$ SEM.....	69
Figura 36 Gráfica ejemplo sEMG del VL respecto al tiempo durante un test de carga constante. Línea sólida representa la media de 15 pedaladas.....	73
Figura 37. Análisis grupal (media $\pm$ SEM) del test a carga constante al 100% del $\text{PWC}_{\text{FT}}$ . (A) Amplitud sEMG; (B) Frecuencia cardíaca; (C) Concentración de lactato. # Significativamente mayor que el valor correspondiente al 10% del tiempo de la prueba.....	74
Figura 38 (A) Las líneas representan la F-mediana durante el test incremental de todos los sujetos, líneas sólidas sujetos con pendiente creciente, y rayadas con pendiente decreciente. (B) Histograma de las pendientes de regresión de la relación F-mediana vs tiempo.....	76
Figura 39 En los paneles superiores representación de F-mediana durante el test incremental, líneas sólidas pendiente positiva y rayadas pendiente negativa, (A) hasta alcanzar VT; (B) a partir de VT. Paneles inferiores, Histogramas de los coeficientes de la correlación de Pearson obtenidos de la relación F-media vs tiempo de (A) y (B).....	77
Figura 40 Representación de la F-mediana vs tiempo, y momentos de ocurrencia de los umbrales ventilatorios VT1 y VT2. Para dos sujetos (A) con pendiente positiva, (B) pendiente negativa.....	78

- Figura 41 Ejemplo representativo de un registro electromiográfico de superficie (EMG) obtenido en un ciclista del vasto lateral durante la prueba incremental. Cada punto de datos representa el cuadrado medio de la raíz del EMG (RMS EMG), obtenido en intervalos de dos segundos. Los datos RMS EMG se ajustaron con tres líneas de regresión utilizando el método de regresión lineal de múltiples segmentos. Las intersecciones entre las líneas de regresión marcan las rupturas en la linealidad de la curva, lo que genera los umbrales primero ( $EMG_{T1}$ ) y segundo ( $EMG_{T2}$ ). ..... 79
- Figura 42 Análisis gráfico de los datos de salida de potencia (W) correspondientes a (a) el primer umbral electromiográfico ( $EMG_{T1}$ ) y el umbral ventilatorio (VT1), y (b) el segundo umbral electromiográfico ( $EMG_{T2}$ ) y el umbral ventilatorio (VT2), para el vasto lateral (VL), vasto medial (VM), bíceps femoral (BF) y glúteo máximo (Gmax). ..... 81

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Características físicas de los sujetos (N=14) del TestQ .....	63
Tabla 2 Características físicas y fisiológicas de los sujetos (N=16) del test EMG .....	65
Tabla 3 Valores de las variables medidas durante el test incremental con platos Q y platos C (Media + SD) .....	69
Tabla 4 Potencia (media±SD) durante los esprints, utilizando el Plato-Q y Plato-C y la diferencia entre ellos. ....	70
Tabla 5 valores de fuerza (N) (media±SD) obtenida durante las MVCs, antes y después de los test incrementales con Platos-Q y Platos-C. ....	70
Tabla 6 valores de sEMG RMS (uV) (media±SD) obtenida durante las MVCs, antes y después de los test incrementales con Platos-Q y Platos-C para el Vasto Lateral (VL) .....	70
Tabla 7 valores de sEMG RMS (uV) (media±SD) obtenida durante las MVCs, antes y después de los test incrementales con Platos-Q y Platos-C para el Vasto Lateral (VM) .....	71
Tabla 8 Matriz de correlaciones para los umbrales de fatiga.....	73
Tabla 9 Resultado (media±SD) del test de carga constante (N=16), (%max) indican el porcentaje del valor con respecto al valor obtenido en el test incremental.....	75
Tabla 10 Coeficientes de las pendientes correspondientes (relación Fmean vs tiempo) de los últimos 5 periodos del test incremental para cada sujeto. ....	78
Tabla 11. Valores medios de la potencia de salida (W), VO <sub>2</sub> y% VO <sub>2</sub> max obtenidos en el primer umbral electromiográfico (EMG <sub>T1</sub> ) y en el primer umbral ventilatorio (VT1). Todos los valores se expresan como media ± SD. * Diferencia significativa entre los valores medios en EMG <sub>T1</sub> y en VT1 (p<0,05).....	80
Tabla 12 Valores medios de potencia de salida (W), VO <sub>2</sub> y % VO <sub>2</sub> max obtenidos en el segundo umbral electromiográfico (EMG <sub>T2</sub> ) y en el segundo umbral de ventilación (VT2). Todos los valores se expresan como media ± SD. ....	80
Tabla 13 Correlaciones entre la potencia de salida (W) obtenida en el primer umbral electromiográfico (EMG <sub>T1</sub> ) y en el primer umbral ventilatorio (VT1), y entre la potencia de salida obtenida en el segundo umbral electromiográfico (EMGT2) y en el segundo umbral ventilatorio (VT2) . ....	81
Tabla 14 Fiabilidad de las mediciones de los umbrales electromiográficos EMG <sub>T1</sub> y EMG <sub>T2</sub> .....	82

# INTRODUCCION

# 1 INTRODUCCIÓN

## 1.1 El ciclismo

Según la encuesta de hábitos deportivos realizada por el Consejo Superior de Deportes [García-Ferrando & Llopis 2011], el ciclismo es el cuarto deporte más practicado en España, con un 19,8% solo por detrás de las “actividades físicas guiadas”, como son el fútbol y la natación.

Por otro lado, el último barómetro anual de la bicicleta en España, encargado por la Dirección General de Tráfico (Fundación ECA Beareau Veritas & Dirección General de Tráfico, 2011), constata que en la sociedad española aumenta la conciencia de los beneficios que la práctica del ciclismo aporta tanto colectivamente (movilidad sostenible) como en el ámbito individual (ejercicio físico y salud). De hecho, según este barómetro son más de 15 millones (40,3% de la población) los españoles que utilizan la bicicleta con alguna frecuencia y cada vez son más los que la utilizan de forma cotidiana (el 20% la utiliza al menos una vez a la semana). De los 15 millones de usuarios de la bicicleta, un 82% la utiliza alguna vez para hacer deporte, y de éstos, un 34,3% lo hace semanalmente. Esto significa que más de 5 millones de españoles utilizan la bicicleta para hacer deporte al menos una vez a la semana.

El departamento de movilidad y transporte de la Unión Europea sugiere que la promoción de la bicicleta en las ciudades como transporte alternativo a los trayectos cortos realizados en coche puede tener efectos beneficiosos para la salud (p.e. reducción de riesgo de enfermedades coronarias). Además, puede reducir el uso de carburantes, las emisiones de CO<sub>2</sub>, y la contaminación aérea y acústica (European Commission, 2015). En España, en marzo de 2015, se constituyó un grupo interparlamentario de la bicicleta en el Congreso de los Diputados, con el objetivo de concienciar a las diferentes administraciones públicas del uso de la bicicleta en las ciudades españolas como opción de transporte normalizado dentro de las políticas integrales de movilidad sostenible. Por lo tanto, cabría esperar que, en nuestro país, aumente el número de usuarios de la bicicleta en los próximos años.

En el ámbito del ciclismo deportivo en España, según datos del Consejo Superior de Deportes (CSD), se estima que en los últimos 10 años el número de licencias federativas en ciclismo ha aumentado en un 70%. De hecho, la Real Federación Española de Ciclismo (RFEC) tenía en 2014 un total de 3.420 clubs federados y 70.800 licencias (de las cuales un 96% eran masculinas). Respecto al número de nuevas licencias por año, desde 2012 se ha constatado un incremento medio del 6,5%.

El aumento de usuarios de la bicicleta, tanto como medio de transporte como en su vertiente recreativa y deportiva, ha propiciado un marcado interés por parte de empresas vinculadas al mundo de la bicicleta y de la comunidad científica. Ambas se han preocupado en profundizar en aquellos factores que afectan a la salud de los usuarios y a la mejora del rendimiento deportivo (fisiología, entrenamiento, biomecánica, etc.). Las empresas vinculadas al mundo de la bicicleta han desarrollado distintos monitores de apoyo al análisis de la actividad de ciclismo (p.e. frecuencia cardiaca,

cadencia y potencia de pedaleo, recorridos realizados mediante GPS). Al mismo tiempo han mejorado el diseño de los materiales con el objetivo de disminuir las fuerzas resistivas (p.e. llantas, cuadros y manillares de carbono). Además, han aumentado las fuerzas propulsivas (p.e. diseños de platos no circulares, bielas asimétricas e incluso desacopladas, zapatillas de carbono y nuevos modelos de pedal).

Las innovaciones tecnológicas mencionadas proporcionan a los entrenadores y deportistas un gran abanico de nuevas herramientas que potencialmente pueden mejorar el control del entrenamiento y el rendimiento de los corredores. En el mercado aparecen año tras año nuevos tipos de platos no circulares, bielas asimétricas, marcas de GPS, cambios electrónicos, diferentes tipos de medidores de potencia, etc. Sin embargo, en muchos casos estas nuevas herramientas aparecen en el mercado sin una validación científica, y por otro lado el uso realizado por los deportistas en muchos casos no es el más adecuado por la falta de un asesoramiento cualificado.

## 1.2 Conceptos básicos de la electromiografía (EMG)

El sistema motor es el encargado de generar el movimiento de las diferentes partes del cuerpo, traduciendo las señales nerviosas generadas durante la fuerza contráctil muscular. El sistema motor planifica, coordina y ejecuta todos los movimientos. Cualquier movimiento requiere la interacción de distintas estructuras del sistema nervioso motor. Este engloba al sistema muscular que da movilidad y estabilidad al esqueleto y a la parte del sistema nervioso central encargada de inervar dichos músculos [Córdova 2003].

La EMG es la técnica metodológica que obtiene, registra y estudia los potenciales eléctricos de los músculos y los nervios tanto en reposo como durante la contracción. Permite la valoración del sistema neuromuscular, es decir, hasta anterior, raíces, plexos y nervios periféricos, unión neuromuscular y músculos. Todo ello se lleva a cabo con el electromiógrafo que recoge los potenciales eléctricos, los amplifica, los graba y los presenta [Gutierrez-Rivas 2013].

La EMG hace una medida de valoración indirecta de la actividad muscular, ya que se encarga de detectar 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 [Villarroya 2005] [Massó et al. 2010].

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

- Determinar si el músculo está activo o inactivo, de forma continuada.
- Saber su grado de actividad cuando está activo.
- Conocer qué relación mantiene con el resto de músculos implicados en la acción.

### 1.2.1 Contracción voluntaria

En la Figura 1, se muestra el mecanismo de contracción voluntario desde el cerebro, la cual sigue los siguientes pasos:

1. La orden de movimiento surge como asociaciones cerebrales complejas en el área motora primaria.
2. Los impulsos dirigidos a músculos o grupos de músculos son dirigidos al encéfalo y este manda potenciales de acción que viajan por la médula espinal.
3. El potencial de acción originado en el sistema nervioso central llega a una motoneurona alfa, que a su vez la propaga a su propio axón.
4. Una rama terminal de una motoneurona enerva una fibra muscular en un punto intermedio, cada disparo de la motoneurona genera una despolarización que se propaga en las direcciones opuestas hasta el final de la fibra muscular.
5. Los filamentos de actina se deslizan hacia adentro entre los filamentos de miosina debido a fuerzas de atracción resultantes de fuerzas mecánicas, químicas y electrostáticas complejas generadas por la interacción de los puentes cruzados de los filamentos de actina

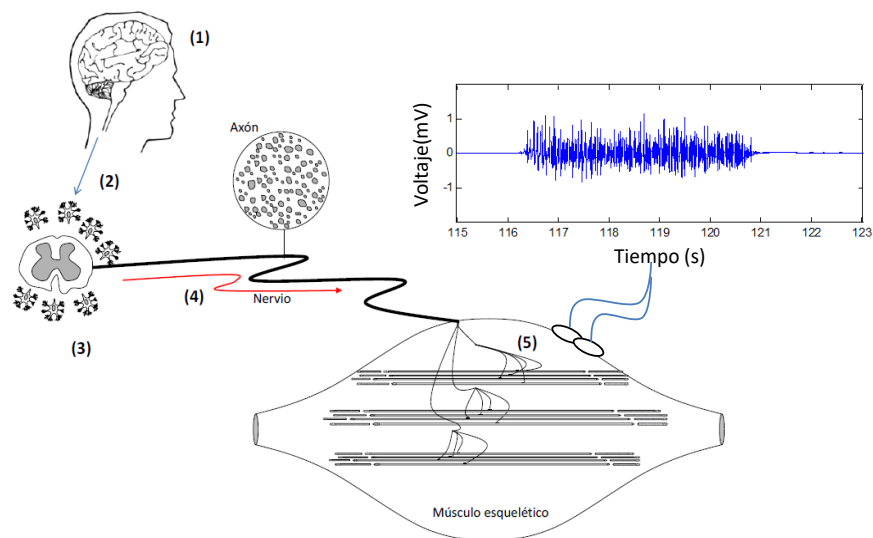


Figura 1 Esquema de una contracción voluntaria, en el sistema nervioso

### 1.2.2 Origen y evolución del estudio de la señal EMG

Du Bois Reymond fue el primero, en 1849, en demostrar la actividad eléctrica del músculo humano durante la contracción voluntaria. Duchenne de Boulogne en 1867 comenzó a tratar enfermedades con estímulos eléctricos sobre los músculos dando lugar a la electroterapia. En el siglo XX los avances empiezan a ser más rápidos. Fueron Adrian y Bronk quienes en 1929 utilizaron la EMG para estudiar la organización funcional de los movimientos proporcionando la primera evidencia de las posibilidades diagnósticas de la EMG. Establecida ya la técnica como ayuda diagnóstica en enfermedades neuromusculares, en 1953 se crea la American Association of



Electromyography and Electrodiagnosis. Este mismo año se celebra el Primer Congreso Internacional de Electromiografía en Pavía.

El análisis de la frecuencia de señales mioeléctricas para monitorizar la fatiga muscular lo propone por primera vez Kogi Hakamada en 1962. A partir de 1980 con la introducción de los ordenadores se pudieron realizar mejores estudios sobre la descomposición de las señales electromiográficas, siendo pioneros en ello LeFever y De Luca.

### 1.2.3 Instrumentación en EMG y Metodología

Los equipos para la realización de EMG y potenciales evocados son aparatos de alto rendimiento que registran, procesan y exhiben potenciales bioeléctricos de amplitud baja. Las señales bioeléctricas son registradas por electrodos y transmitidas por cables a amplificadores diferenciales. Durante o después de la amplificación se realiza un proceso de depuración o filtrado de la señal y su conversión de analógica a digital para su representación visual y estudio, registrándose también el sonido de las mismas. Finalmente, se puede realizar su representación gráfica y almacenamiento de los estudios para posteriores valoraciones [Hug & Dorel 2009].

Además de la señal digital visual, los aparatos de EMG tienen altavoces para la captación acústica de la señal analógica, cuya información es fundamental para la interpretación de ciertos hallazgos como las fibrilaciones.

### 1.2.4 Electrodo

Los electrodos son los elementos que captan la señal bioeléctrica para transmitirla al equipo. Existen dos clases de electrodos: de **superficie** (sobre la piel) y de inserción o **aguja** (internos, dentro de la piel). Además, existe otro tipo de electrodo a nivel celular (microelectrodo) muy específico

Existen varios tipos de tamaños y formas de cada uno de ellos, que se emplearán según la técnica a realizar. Deben estar localizados en sitios eléctricamente neutros o por lo menos donde se registre una mínima actividad bioeléctrica.

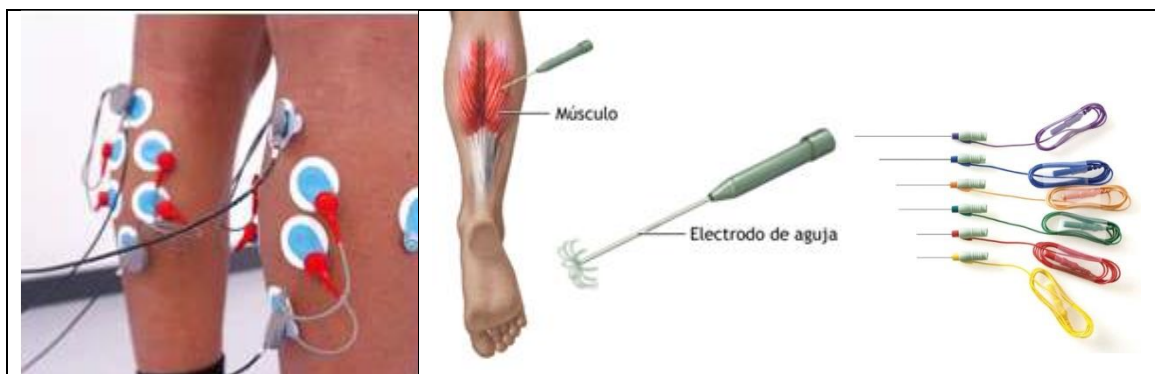


Figura 2 Tipos de electrodos en EMG

La electromiografía de aguja hace distinciones entre las lesiones del sistema nervioso central (SNC) y de sistema nervioso periférico (SNP), mientras que la electromiografía de superficie tiene aplicaciones más de carácter biomecánico, rehabilitación, psicológico y neurológico.

### 1.2.5 Registro muscular superficial

Para nuestros trabajos hemos utilizado la EMG de superficie (sEMG). Las principales señales de estudio en este proyecto serán la señal electromiográfica voluntaria relacionada con la técnica del pedaleo.

Los electrodos de superficie son el método de medida más común en el ámbito del deporte, debido a que las exploraciones no son invasivas, por lo que pueden ser realizados por personal no sanitario, sin riesgo hacia el sujeto.

Los electrodos de superficie en contacto con la piel recogen y generan una señal sEMG. Los electrodos miden la diferencia entre dos puntos situados en la dirección de propagación del potencial de acción. Durante el registro de las distintas señales sEMG, los electrodos de superficie recogen la información de múltiples unidades motoras, aunque ofrecen menos resolución que los electrodos de aguja. Las componentes espectrales obtenidas están fuertemente relacionadas con la distancia entre las fibras musculares activas y el punto de detección del electrodo.

Los potenciales eléctricos registrados en las fibras tienen los dos siguientes componentes principales: propagantes y no propagantes. El componente propagante es el que se registra conforme el potencial de acción se propaga por la fibra. El componente no propagante se registra en la extinción de dicho potencial en el tendón donde termina la fibra. En general, nos interesa medir únicamente el componente propagante, pero debido a que el registro superficial se realiza a cierta distancia de la raíz y del tendón, siempre aparecen ambos componentes.

La piel juega un papel muy importante en el registro de señales. Mientras que el nivel absoluto de impedancia de la piel no es un factor crítico, la estabilidad de la impedancia en el tiempo y la variabilidad de esta entre los distintos electrodos tienen efectos considerables en los niveles de ruidos de la señal EMG obtenida. Por ello, conviene preparar la piel para minimizar sus posibles efectos negativos sobre los resultados. Dos tratamientos indispensables son los siguientes: afeitar el pelo de la zona de estudio y limpiar la piel de células muertas.

### 1.2.6 Valoración EMG

Con la EMG se valoran las actividades obtenidas en las dos siguientes situaciones principales: cuando el músculo se encuentra en reposo (actividad espontánea) y cuando se realiza una contracción voluntaria (actividad voluntaria: potenciales de unidad motora y máximo esfuerzo).

La EMG cinesiológica, que estudia la función muscular y la coordinación, permite determinar la función muscular normal durante las tareas que se llevan a cabo, y analiza

las situaciones patológicas que se apartan de dicha normalidad. Además, al analizar diferentes actividades (ocupacionales, laborales, deportivas, etc.), permite establecer las modificaciones oportunas para que el gesto sea más correcto, con menor posibilidad de lesión. Asimismo, dependiendo de los electrodos que se utilicen para el registro electromiográfico, podemos diferenciar la EMG según sea superficial (EMGs) o de inserción o aguja [Caballero et al. 2002] [Gutierrez 2013].

### 1.2.7 Señales

En estudios dinámicos las unidades motoras de activación (UMAs) detectables en el lugar donde está colocado el electrodo se superponen eléctricamente, observándose una señal bipolar con una distribución simétrica de amplitudes negativas y positivas. La señal que 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 [Konrad 2005](

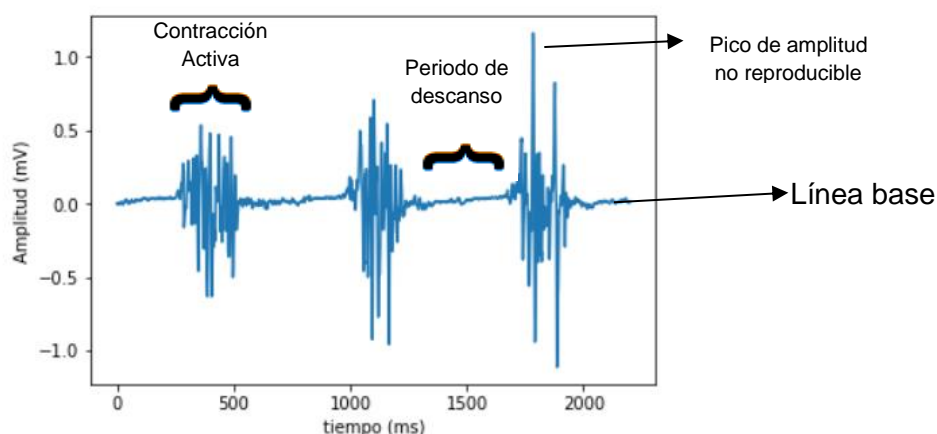


Figura 3 Características de la *Raw Signal* o señal bruta.

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.
- Los ruidos externos como por ejemplo movimientos de cables.

Así mismo, en el proceso de la cuantificación de la señal hay que tener en cuenta que existen muchas variables que pueden afectarla, tales como los siguientes:

- **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 [Bigland-Ritchie et al. 1983]. En el análisis de la frecuencia, podemos extraer la *frecuencia media* ( $F_{mean}$ ), que es el promedio de todas las frecuencias, y la *frecuencia mediana* ( $F_{median}$ ), que es la frecuencia a la que el espectro es dividido en dos regiones de igual potencia [Villarroya 2005].

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 está relacionada con la fuerza de contracción y 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.** 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 [Villarroya2005] [Konrad 2005] (
- Figura 34).

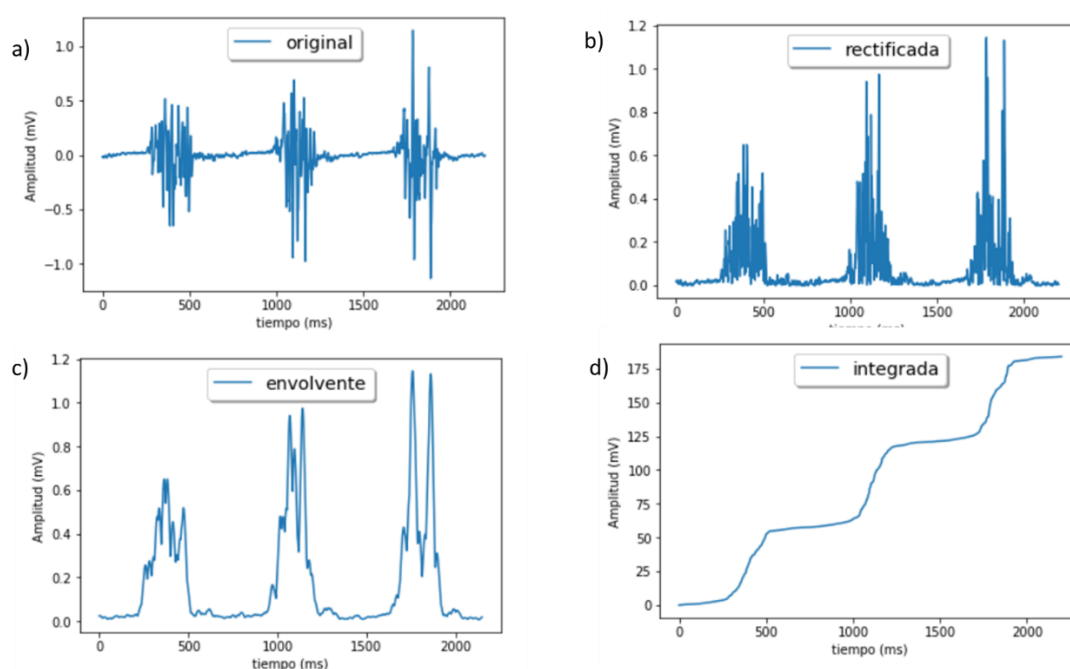


Figura 4 Procesado sobre la amplitud de la señal sEMG. a) señal original, b)señal rectificada c)curva envolvente d)señal integrada.

- **Potencia eléctrica** de la señal electromiográfica, es decir, *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 por dicho tiempo. No necesita rectificación, se obtiene en tiempos variables según la actividad estudiada y aporta mayor información que la señal integrada [Konrad 2005] [Villarroya 2005].

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.

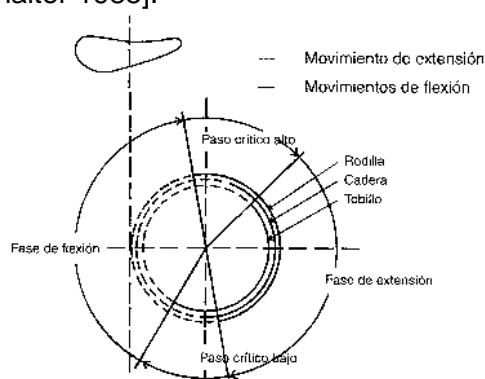
Por tanto, en la señal recogida en el músculo influyen numerosos factores fisiológicos como:

- a) La variabilidad en el reclutamiento neural
- b) Grosor del tejido adiposo
- c) Longitud del músculo en reposo
- d) Área transversal muscular
- e) Velocidad de contracción
- f) Tipos de fibras
- g) Distancia interelectrodos
- h) Colocación de los electrodos
- i) Impedancia de la piel, etc.

## 1.3 Activación muscular en el pedaleo y normalización EMG

### 1.3.1 Fases del pedaleo.

En general, el pedaleo consta de las dos siguientes fases: empuje o extensión y recobro o flexión. [Haushalter 1985].



*Figura 5 Fases durante el ciclo de la pedalada.*

- a) La fase de empuje o extensión es la fase comprendida entre las 12 horas y las 6 horas, si los pedales fuesen las manecillas de las horas de un reloj. En esta fase, el músculo que más trabaja es el glúteo mayor y luego el cuádriceps. Entre las 5 y las 6 horas actúan los gemelos y el sóleo (Figura 6).
- b) La fase de recobro o flexión es la fase comprendida entre las 6 y las 12 horas. Entre las 6 y las 8 actúan los tibiales anteriores, encargados de iniciar esta fase, para luego ser los tríceps surales e isquiotibiales los que tiren de la pierna. De las 8 a las 9 horas actúan de nuevo los isquiotibiales y el músculo poplíteo. De las 9 a las 12 horas participan el psoas, el ilíaco, el sartorio y el tibial anterior.

En general suele considerarse que la extensión de la rodilla produce más de la mitad de la energía útil para bajar el pedal, la extensión de la cadera genera aproximadamente un tercio y el resto la extensión del pie.

Los músculos utilizados preferentemente en la fase descendente del pedaleo corresponden al cuádriceps, para extender la rodilla; y el glúteo e isquiotibiales, para extender la cadera y el tríceps sural (gemelos + sóleo), para extender el pie es la pantorrilla.

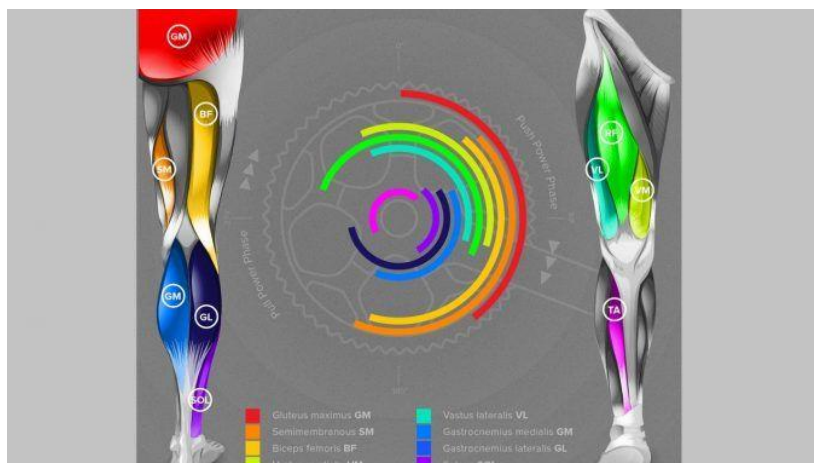


Figura 6 Relación entre los músculos que intervienen en el pedaleo y la fase en la que se encuentra el pedal [<http://www.velovecycling.com>]

De una forma más detallada, en el movimiento del pedaleo se han llegado a distinguir las siguientes cuatro fases: [Haushalter 1985] [Gregor & Conconi 2005]

- a) *Fase I:* Comprende desde los  $20^{\circ}$  a los  $145^{\circ}$  en relación con la vertical que pasa por el eje de pedaliar. Durante esta fase el pie se extiende  $30^{\circ}$  sobre la pierna, la pierna se estira  $70^{\circ}$  y el muslo se estira en una amplitud de  $44^{\circ}$ . La extensión del muslo se debe al glúteo mayor, al tensor de la fascia lata y a los isquiotibiales. La extensión de la pierna se debe al cuádriceps por medio del vasto externo (VM) y del crural. La extensión del pie se realiza mediante el tríceps sural y también con la colaboración de los grupos retromaleolares interno y externo. Los músculos intrínsecos del pie no tienen efecto aparente;
- b) *Fase II:* Va desde los  $145^{\circ}$  a los  $215^{\circ}$ . Es una fase de inversión en la cual se pasa de completar la extensión del miembro inferior a comenzar su flexión. De  $180^{\circ}$  a  $215^{\circ}$ , la orientación del pie permanece similar a la fase anterior (de  $145$  a  $180^{\circ}$ ). Se observa una flexión del miembro inferior: la pierna se flexiona de  $150^{\circ}$  a  $135^{\circ}$  sobre el pie, la rodilla de  $150^{\circ}$  a  $125^{\circ}$  sobre el muslo, y éste se acerca  $5^{\circ}$  a la horizontal;
- c) *Fase III:* Es la fase opuesta a la fase I. Va de los  $215^{\circ}$  a los  $325^{\circ}$ ;
- d) *Fase IV:* De  $325^{\circ}$  a los  $20^{\circ}$ , 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  $140^{\circ}$ , volviéndose a flexionar rápidamente a  $105^{\circ}$ , sin embargo, los cambios de amplitud de la rodilla y la cadera son mínimos.

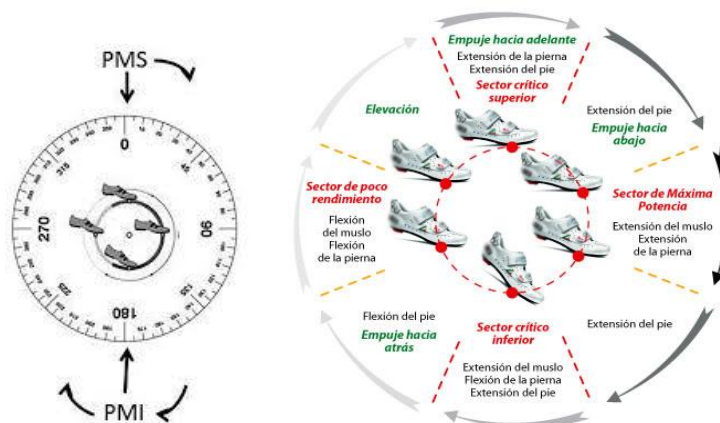


Figura 7 PMS: punto muerto superior, PMI: punto muerto inferior. Fases durante el ciclo de la pedalada

Por tanto, como podemos observar, el glúteo es el que más importancia tiene en el pedaleo, seguido de los cuádriceps, gemelos e isquiotibiales. Sin embargo, en la pedalada influyen otros músculos que no tienen que ver con las piernas y que son muy importantes:

- a) Lumbares.
- b) Parte superior del tronco de forma firme.
- c) Brazos y trapecios.

La economía/eficiencia de pedaleo es una variable importante en el rendimiento, ya que se ha asociado con el tipo de fibras más utilizadas para realizar trabajos de larga duración [Santalla et al. 2012]. La economía de pedaleo es el  $VO_2$  en litros por minuto realizando una tarea en concreto [Coyle et al.1991]. Lucia, et al. [2002] indican que existe una relación inversa entre el  $VO_2$  max y la economía de pedaleo, es decir, que valores no muy altos de  $VO_2$  max se compensan con valores de economía y eficiencia elevados.

Por su parte, la eficiencia es una medida de trabajo efectivo y se expresa más comúnmente como el porcentaje de la energía total consumida capaz de producir trabajo externo [Moseley & Jeukendrup 2001]. Se considera un factor determinante del rendimiento en el ciclismo. Durante el pedaleo, la eficiencia mecánica gruesa del cuerpo es del 10 al 25%, lo que implica que el 75-90% de toda la energía se utiliza para mantener la homeostasis y se desperdicia en forma de calor [Moseley & Jeukendrup 2001].

La variable más utilizada para valorar la eficiencia en ciclismo es la eficiencia mecánica bruta o gruesa (GE), que es la relación del porcentaje entre la potencia mecánica externa desarrollada y la potencia metabólica interna consumida [de Koning et al. 2012]. A medida que aumenta la potencia, la eficiencia mecánica gruesa muestra un comportamiento curvilíneo (Figura 8).

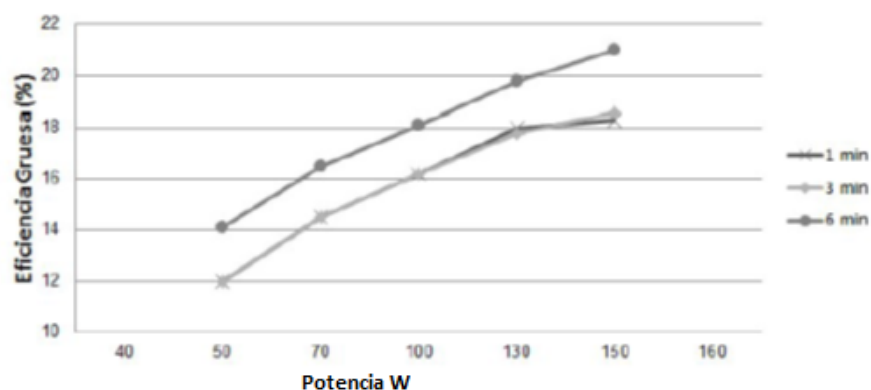


Figura 8 Efecto del incremento de la potencia en la eficiencia gruesa (GE) [de Koning et al. 2012]

La eficiencia gruesa parece ser sensible a cambios en la técnica de pedaleo, ya que disminuye ante cambios agudos de la técnica de pedaleo [Korff et al. 2007].

En la actualidad es bastante común observar a profesionales de alto nivel utilizando platos no circulares como los Q-rings. En el primer trabajo que hemos presentado para esta Tesis Doctoral, nosotros hemos observado una mejora del rendimiento anaeróbico en la potencia media y máxima generadas durante esprines de corta duración, de 6-30 s. [Córdova et al. 2014].

Por otra parte, se ha demostrado que a cadencias y potencias utilizadas habitualmente en competición (de 70 a 110 rpm y de 180 a 300 W, respectivamente), cuanto más ovalado era el plato utilizado (ratio de 1.0 a 1.215), más cambiaba la orientación de fuerza en el pedaleo (acercándolo a la rodilla y alejándolo de la cadera), lo que implicaba una menor contribución de la articulación de la rodilla y mayor de la cadera [Strutzenberger et al. 2014].

### 1.3.2 Actividad EMG en el músculo durante el pedaleo

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 [Laplaud et al. 2006] [Duc et al. 2008] [Dorel et al. 2008] [Hug & Dorel 2009].

En ciertas ocasiones la actividad EMG se expresa con relación al registro de una breve contracción voluntaria máxima isométrica (CVMI) (< 5 segundos) [Ericson 1986] [Marsh & Martin 1995]. Este método ha sido muy criticado ya que no se puede emplear para representar la conducción neuronal máxima en el pedaleo [Mirka et al. 1991]. Hautier et al. [2000] observaron un nivel de actividad superior al 100% de la CVMI. Se han propuesto nuevos métodos de normalización que puedan ayudar a 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 [Burden et al. 1999]. De Luca, Yang y Winter indican que es más adecuado tomar como referencia contracciones



submáximas mejor que máximas, ya que por encima del 80% de CVMI la señal es inestable y la referencia no es fiable [deLuca 1997] [Yang & Winter 1983].

### 1.3.3 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 en los sujetos a lo largo de un solo ciclo de pedaleo y entre diferentes ciclos de la misma persona [Jammes et al. 2001] [Hug et al. 2004]. 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 [Bigland-Ritchie & Woods 1976] [Arnaud et al. 1997].

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” [Dorel et al. 2008].

Blake et al. [2012] indican que la eficiencia mecánica global en el ciclismo depende de los niveles de activación, sincronización y 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 han llevado a cabo análisis EMG del pedaleo [Houtz & Fischer 1959] [Ericson 1986] [Jorge & Hull 1986] [Duc et al. 2008] [Dorel et al. 2008] [Blake et al. 2012]. Estos últimos lo realizaron testando la mayor parte de la musculatura superficial del miembro inferior (a excepción del sóleo) y afirmaron que estos se activan de forma ordenada y coordinada [Gutiérrez-Rivas et al. 2013]. Ericson [1986] en su estudio mostró que una carga de trabajo de 120 W induce un nivel de actividad EMG al 45%, 44% y 43% de la CVMI para el vasto medial (VM), vasto lateral (VL) y sóleo (SOL) respectivamente, mientras que para los biarticulares, como el recto femoral (RF) y gastrocnemio lateral (GL) fue menor, 22% y 18% respectivamente.

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 7) [Ericson 1986] [Jorge & Hull 1986] [Gutiérrez-Rivas et al. 2013]. Los Vastos lateral y medial (VL y VM, respectivamente) 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 sóleo (SOL) se activa durante la fase descendente (de 0° a 180°) concretamente desde los 45° a los 135° [Ericson 1986] [Jorge & Hull 1986] [Houtz & Fischer 1959].

Por el contrario, existe mucha más controversia respecto a los isquiotibiales, es decir, bíceps femoral (BF), semimembranoso (SM) y semitendinoso (ST). Dorel et al. [2008] indican una región de activación menor, desde justo después del PMS al PMI, respecto a lo mostrado por Jorge y Hull en 1986, alrededor del TDC a casi los 270° [Jorge & Hull 1986] [Dorel et al. 2008]. De hecho, Ryan y Gregor [1992] observaron estos dos patrones diferentes para el BF durante el pedaleo. Dorel et al. [2008] también observaron dos patrones de activación distintos para TA, GL y SOL [Ryan & Gregor 1992].

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

En términos generales se puede decir que la actividad muscular durante el pedaleo varía con la cadencia y la potencia. Sin embargo, hay otros factores que también son determinantes en el rendimiento del ciclista, como son los siguientes:

##### a) La potencia de salida (W)

Puede verse modificada por la cadencia de pedaleo y la carga mecánica (es decir la resistencia impuesta por el cicloergómetro) o ambos [Hug & Dorel 2009]. Ericson observó en 1986 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. [2003] 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 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 [Jorge & Hull 1986].

Mediante el empleo de un nuevo método (ocho electrodos en disposición lineal) en dos músculos de la extremidad inferior (VM y VL), Farina et al. [2004] 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.

##### b) 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 [Ericson 1986] [Marsh & Martin 1995] [Faria et al. 2005] [Farina et al. 2004] [Li 1998].

Baum & Li [2003] 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 pedalier 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 aumentó. 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 este modo, 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 [Baum & Li 2003] [Sarre & Lepers 2005].

c) La pendiente y la postura:

El pedaleo en pendiente también es importante en el ciclismo de ruta, ya que va a producir cambios en las fuerzas gravitatorias y además suele ir acompañado de alternancia entre la postura sentada y de pie [Hug & Dorel 2009]. Li & Caldwell [1998] 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%), y no observaron cambios significativos en su patrón de activación. Este resultado fue confirmado más tarde por Duc et al. [2008] con pendientes de 4%, 7% y 10%.

A diferencia de la pendiente, el cambio de postura en el pedaleo de sentado a de pie sobre los pedales afecta a la intensidad y el tiempo de actividad EMG de los principales músculos implicados [Duc et al. 2008]. Li y Caldwell [1998] 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. [2008] 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 [1998] a excepción de tres músculos (GMax, RF y BF) que no se valoraron en el estudio de anterior.

En el estudio de Duc et al. [2008] el RF mostró un aumento significativo de la actividad EMG en la segunda fase del impulso (entre 90° y 180°). Sin embargo en el estudio de Li y Caldwell [1998] el incremento fue menor. Estos lo achacaron a la necesidad de aumentar el momento extensor en la posición de pie, en que los músculos extensores de rodilla son más débiles (VM y VL) y pueden necesitar la ayuda del RF para extender con fuerza la rodilla. A ello hay que añadir 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. [2008] respecto al estudio de Li y Caldwell [1998] 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 [Neptune et al. 1997] o para ayudar al GMax y RF a estabilizar la pelvis [Duc et al. 2008].

Respecto a la actividad del músculo SM (semimebrano), 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 [Duc et al. 2008]. 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 [Duc et al. 2008].

d) 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 [Hug & Dorel 2009].

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 [2009] 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 como isquiotibiales, gastronemios y GMax se vieron afectados [Ericson 1986].

e) Nivel de entrenamiento:

Los ciclistas profesionales llegan a rodar aproximadamente una distancia de 35.000 km/año, entre competición y entrenamientos, que equivale a 30 horas semanales [Faria et al. 2005]. En este sentido, Hug y Dorel [2009] han sugerido que existen diferencias en los patrones de reclutamiento muscular entre ciclistas profesionales y aficionados. Sin embargo, Marsh y Martin [1995] 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 similares.

f) 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 [Villarroya 2005] [Fernández et al. 2007]. 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 [Villarroya 2005] [Fernández et al. 2007].

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 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 [Sarre & Lepers 2005].

Cuando no es posible seguir manteniendo la contracción durante más tiempo, la fuerza disminuye y se observa una disminución de la amplitud [Fernández et al. 2007], 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.

## 1.4 Fatiga muscular

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*”. En realidad, tiene una misión protectora, avisando al organismo sobre la debilidad en las reservas energéticas o que empieza a aparecer una incapacidad funcional [Córdova 1997] [Boyas & Guével 2011] [Enoka et al. 2016].

Este signo o síndrome tan frecuente se presenta con mayor énfasis en el deportista. Dentro de los deportes, en el ciclismo de competición es muy habitual realizar test en campo o en laboratorio para evaluar el estado físico y prediagnosticar situaciones de sobreentrenamiento o fatiga. El modelo biomecánico de prevención o retraso de la fatiga sugiere que la mejora en la eficiencia de pedaleo debería producir una reducción del consumo de oxígeno ( $VO_2$ ) para mantener una carga de trabajo determinada, una reducción de la depleción del almacenamiento de energía, un retraso en la acumulación de metabolitos (lactato) y finalmente, una atenuación del aumento de la temperatura corporal [Abbiss et al. 2005].

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. 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 [Córdova 1997] [Boyas & Guével 2011] [Enoka et al. 2016]:

a) *Fatiga central o de regulación.* En esta la causa se sitúa por encima de la placa motora, provocando una disminución de la activación voluntaria del músculo. Es debida a una disminución del número y nivel de descarga de las unidades motoras (UMs), reclutadas al inicio de la generación de la fuerza muscular.

b) *Fatiga periférica o de efectucción.* 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.

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. En cambio, si es un esfuerzo submáximo o hay suficiente descanso entre contracciones se produce solamente fatiga periférica [Córdova 1997] [Enoka et al. 2016].

Una buena forma de entender cómo los ciclistas retrasan los mecanismos de fatiga la encontramos en el estudio de la cadencia de pedaleo. Según Lucia et al. [2001] y Abbiss et al. [2009], durante el pedaleo a altas potencias, el aumento de la cadencia en ciclistas de alto nivel (100 rpm), produce la mejora de la economía de pedaleo y la eficiencia, acompañado de una reducción en la acumulación de ácido láctico y una reducción de la actividad eléctrica de los extensores de rodilla por ciclo de pedaleo.

Además, puede retrasarse la fatiga utilizando estrategias biomecánicas a través del análisis de la fuerza útil aplicada al pedal. Se ha descrito que durante los procesos de fatiga los ciclistas se vuelven menos eficaces durante la fase de recobro, y por lo tanto necesitan aumentar la fuerza útil aplicada durante la fase de propulsión para mantener la misma potencia desarrollada [Sanderson & Black 2003]. Este patrón de fatiga muscular parece ser modificable si se insiste en el trabajo de los flexores de rodilla para mejorar la fuerza útil durante el recobro.

Theurel et al [2012] demostraron que utilizando *feedback* durante todo el pedaleo, si en la fase de recobro se intentaba tirar del pedal hacia arriba, en una prueba de 45 min al 75% del VO<sub>2</sub>max, al final de la prueba los ciclistas perdieron menos potencia y tuvieron un mejor perfil de EMG en los músculos recto anterior (RA) y el vasto lateral (VL).

Lo que parece que está claro es que la fatiga aumenta en gran medida la activación de la musculatura de la cadera y de la rodilla, en gran parte responsables de la generación y transmisión de potencia a las bielas. Este aumento en la activación podría estar relacionado con un mayor número de unidades motoras reclutadas y una mayor frecuencia de activación. Por lo tanto, durante actividades de intensidad controlada, el sistema nervioso central es capaz de controlar el patrón de reclutamiento muscular con el objetivo de retrasar la aparición de la fatiga [Bini & Carpes 2014].

Merletti et al. [2016] han observado que la amplitud electromiográfica (EMG) se correlaciona inversamente con la disminución en la fuerza muscular máxima que se produce (como consecuencia de la fatiga aparecida durante el ejercicio), con un aumento en la amplitud de la EMG que acompaña a las disminuciones de la fuerza muscular máxima por encima y por debajo de la fuerza crítica. En términos fisiológicos, una mayor amplitud EMG refleja el aumento de la tasa de descarga y el reclutamiento progresivo de unidades motoras adicionales a lo largo del tiempo

#### **1.4.1 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 los umbrales ventilatorios (umbral ventilatorio aeróbico y punto de compensación

respiratoria) [deVries et al. 1987] [Lucía et al. 1999]. Sin embargo, a medida que la intensidad del ejercicio aumenta, la fatiga no sólo está relacionada con el sistema cardio-respiratorio, sino también con el sistema neuromuscular.

Se ha propuesto el uso del estudio de los cambios en las frecuencias espectrales de la sEMG para detectar la aparición de fatiga neuromuscular durante un test incremental en ciclistas. Varios trabajos examinaron los cambios en la velocidad de conducción durante test incrementales y han observado que la velocidad de conducción aumenta con el aumento de la carga de trabajo hasta un valor máximo, que se combina con la aparición del umbral ventilatorio (VT), y posteriormente disminuye ligeramente en la transición entre VT y  $VO_2$  max [Farina et al. 2007] [Sbriccoli et al. 2009] [Lenti et al. 2010]. Estos resultados se interpretaron como un modo para indicar que el reclutamiento progresivo de unidades motoras más grandes se produce desde el inicio de la prueba incremental hasta aproximadamente el VT. El descenso posterior en la velocidad de conducción podría ser el resultado de la falta de reclutamiento de unidades motoras, o alternativamente una expresión de la fatiga muscular de desarrollo. Sin embargo, se ha demostrado que la velocidad de conducción depende de muchos factores, como la fuerza externa desarrollada, la velocidad angular instantánea de la rodilla y la velocidad promedio del pedal [Farina et al. 2004].

En trabajos previos, [deVries et al. 1982] [deVries et al. 1987] [Camic et al. 2010] se ha postulado un umbral de fatiga neuromuscular basado en la actividad EMG, definido como la “*Capacidad Física de Trabajo en el Umbral de Fatiga*” ( $PWC_{FT}$ ) a través de un test específico en cicloergómetro. En su versión original, la determinación del umbral  $PWC_{FT}$  se hacía examinando las curvas EMG-tiempo obtenidas de cuatro series de trabajo realizadas en cuatro niveles de potencia distintos. Los autores de este método identificaban el umbral  $PWC_{FT}$  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 et al. mostraba una gran desventaja al tratarse de un test discontinuo que exige al ciclista varias visitas al laboratorio. Posteriormente, este grupo llevaron a cabo un refinamiento de su método que le permitió extraer el umbral  $PWC_{FT}$  mediante la realización de un solo test incremental [deVries et al. 1990].

# HIPOTESIS DE TRABAJO



## 2 HIPOTESIS DE TRABAJO

Existen numerosos estudios en la bibliografía sobre la identificación del umbral que marca la fatiga frente al ejercicio durante el entrenamiento y en test incrementales en ciclistas. Tradicionalmente los umbrales de fatiga están basados en variables metabólicas (inicio de la acumulación de lactato en la sangre [OBLA]) o bien relacionados con la ventilación (umbral ventilatorio, VT y punto de compensación respiratoria [RCP]). A medida que aumenta la intensidad del ejercicio, la fatiga compromete no solo los sistemas cardiovascular y respiratorio, sino también el sistema neuromuscular.

Específicamente, el sistema neuromuscular contrarresta el aumento de la fatiga reclutando unidades motoras adicionales y aumentando la velocidad de descarga, como resultado, aumenta la amplitud de la señal electromiográfica de superficie (sEMG). La identificación precisa del umbral de fatiga neuromuscular a través de la sEMG permitiría la comparación de estados de fatiga relacionando los sistemas cardiovascular y neuromuscular.

En estudios realizados por DeVries et al. [1987] [1990] y su grupo se propuso un método para calcular el umbral de fatiga (la capacidad física de trabajo en el umbral de fatiga [ $PWC_{FT}$ ]), que consiste en examinar la relación entre la amplitud y el tiempo sEMG obtenida durante cuatro sesiones de trabajo realizadas a cuatro potencias diferentes. Los autores identificaron el  $PWC_{FT}$  mediante la determinación de la potencia más alta que se puede mantener durante un período de ejercicio de dos minutos sin un aumento significativo en la amplitud de sEMG. En su concepción original, el modelo de DeVries et al. [1987] era un método discontinuo que requería múltiples visitas al laboratorio para realizar pruebas. Posteriormente, DeVries et al. [1990] mejoraron el método, lo que les permitió determinar el umbral de fatiga mediante una sola prueba incremental hasta el agotamiento.

Para el análisis de fatiga, rendimiento y eficiencia, es importante comprender la relación entre la estimación de  $PWC_{FT}$  y otras estimaciones del umbral de fatiga, por ejemplo, OBLA, VT, RCP. Estudios previos que examinaron estas relaciones han dado resultados contradictorios. Unos autores encontraron correlaciones significativas entre la acumulación de lactato y la aparición de un punto de inflexión en la actividad de sEMG, [deVries et al. 1982] [Camic et al. 2010]. Otros no encontraron una correlación significativa [Lucía et al. 1999] [Helal et al. 1987]. Igualmente, mientras que unos autores informaron correlaciones significativas entre los umbrales ventilatorios y el  $PWC_{FT}$ , otros no observaron conexión entre estas variables [Bouissou et al. 1989] [Taylor & Bronks 1994]. En 2010, Camic et al. encontraron que los umbrales ventilatorios no estaban correlacionados con el umbral sEMG en el dominio del tiempo (es decir,  $PWC_{FT}$ ), pero que indicadores ventilatorios se asociaron positivamente con un nuevo Umbral basado en SEMG en el dominio de la frecuencia ( $MPF_{FT}$ ) [Camic et al. 2010].

Por lo tanto, la posibilidad de extraer, a partir de una única prueba de incremental, tanto los umbrales metabólicos, ventilatorios y los umbrales de fatiga basados en el sEMG es un elemento muy a tener en cuenta tanto desde el punto de vista práctico, para valorar tanto el rendimiento como el estado físico, así como su técnica de pedaleo.

Desde el punto de vista clínico y científico permite analizar individualmente, músculo a músculo, aparición de fatiga muscular y neuromuscular así como sus patrones de compensación.

¿Hasta qué punto es posible y fiable usar las mediciones de sEMG para analizar la fatiga muscular así como la transición entre los umbrales aeróbicos y anaeróbicos en un test incremental?

¿Cómo se relacionan los umbrales obtenidos con sEMG con los umbrales ventilatorios y metabólicos?

### 3 OBJETIVOS

El objetivo general de esta tesis doctoral es extraer, a partir de una única prueba incremental 1 minuto, los umbrales metabólicos, ventilatorios y los de fatiga calculados a partir de la señal sEMG.

Los objetivos específicos son:

1. Comparativa y análisis de fatiga y rendimiento del ciclista utilizando dos platos diferentes.
2. Evaluar la aplicabilidad de la prueba  $PWC_{FT}$  propuesta por deVries et al. [1987] y el análisis en frecuencia propuesto por Camic et al. [2010] usando períodos de ejercicio de 1 minuto.
3. Examinar las relaciones entre los umbrales de fatiga metabólicos y ventilatorios con respecto a los umbrales neuromusculares tras un test incremental.

# MATERIAL Y METODOS

## 4 MATERIAL Y METODOS

En esta tesis doctoral se han realizado 2 test de esfuerzo independientes con un total de 30 ciclistas experimentados divididos en 14 y 16 sujetos por test respectivamente. Los individuos fueron monitorizados con electrodos para el registro sEMG, sensores de frecuencia y potencia de pedaleo, ritmo cardiaco, análisis de gases y se les extrajo sangre para analizar los niveles de lactato. Los test se realizaron en laboratorio siempre bajo supervisión médica. A continuación, se describe en detalle el diseño experimental, las características de los estudios así como los métodos de toma y análisis de datos.

### 4.1 Sujetos

Se realizaron dos conjuntos de test físicos de evaluación, independientes el uno del otro, y en temporadas distintas y con sujetos diferentes. Los denominaremos de la siguiente forma: “TEST Q” y “TEST EMG”

En estos test participaron ciclistas varones, titulares de licencias federativas Elite y Sub23, con una experiencia de competición desarrollada en categorías inferiores durante al menos 4 años. A todos los ciclistas les solicitamos el consentimiento informado el momento de ser reclutados, a los cuales explicamos con detalle y detenimiento el tipo de estudio. Una vez incluidos en el estudio, los datos de los sujetos fueron anonimizados. Los datos clínicos y muestras de este estudio han sido obtenidos de acuerdo al “Charter of Fundamental Rights” de la Unión Europea y la declaración de Helsinki [Harriss & Atkinson 2009]. Así mismo, los estudios siguen la Directiva europea 2004/27/EC que, desde el punto de vista ético, salvaguarda la seguridad de los datos de los sujetos incluidos en el estudio.

Todos los ciclistas entrenaban al menos cinco días por semana, cubriendo distancias semanales entre 400 y 600 km, más una competición o entrenamiento intenso el domingo (entre 100-150km). Todos ellos realizaron la temporada anterior un volumen de carga de entrenamientos de entre 16.000 y 24.000 km. Ninguno de los participantes presentó ninguna lesión en el momento de reclutamiento ni durante las pruebas.

Como medida preparatoria se solicitó que no debían realizar ningún esfuerzo intenso durante las 48 horas previas a las pruebas. Los ciclistas se sometieron a una evaluación clínica y electrocardiográfica además de un examen de sangre (parámetros bioquímicos y hematológicos) antes de la participación para comprobar que no sufrían anemia, infección alguna o cualquier otra patología que pudiera ser susceptible de exclusión en el estudio.

Con anterioridad a ambos tests, una semana antes se sometieron a una sesión de familiarización con los aparatos de medida y el procedimiento que se iba a seguir. Todos los test se realizaron con un cicloergómetro con medidor de potencia con el sistema SRM. Cada participante realizó la prueba con sus propios pedales, zapatillas y sillín de su bicicleta. Las medidas de su propia bicicleta fueron trasladadas al cicloergómetro.

## 4.2 Material

### 4.2.1 Antropometría

La altura se midió con un tallímetro modelo SECA® (Alemania), con una precisión de 2 mm y un rango de medición que oscila entre 130 cm y 210 cm. El peso se obtuvo con una báscula modelo SECA® (Alemania), con precisión de 0,2 kg y un rango de medición que oscila entre 2 kg y 130 kg.

Se analizó el porcentaje graso subcutáneo, mediante plicometría de 6 pliegues y se calculó mediante la aplicación de la fórmula de Yuhazs. Los pliegues analizados se llevaron a cabo con un plicómetro Holtain® (England).

**% Grasa** = [ (  $\Sigma$  Pliegues Triceps, Subescapular, Suprailíaco, Abdominal, Muslo, Pantorrilla ) \* 0,1051 ] + 2,585

*Ecuación 1 . Fórmula de Yuhazs, sujetos deportistas varones [Yuhasz 1974].*

### 4.2.2 Dinamometría:

La dinamometría permite medir la fuerza muscular durante la realización de esfuerzos isométricos, isocinéticos o isotónicos, a través de variables mecánicas tales como el torque o momento de fuerza, la velocidad de movimiento o el desplazamiento del tronco. La valoración cuantitativa de la función mecánica muscular se ha hecho tradicionalmente midiendo la tensión generada en una contracción. La dinamometría estática o isométrica consiste en medir la fuerza o tensión ejercida contra una resistencia mayor sin desplazarla.



*Figura 9. Dinamometro SH5007 y Banco Colson*

La dinamometría de los MMII se realizó mediante dinamómetro SH5007 (Saehan) acoplado a un banco de Colson modificado, para poder determinar de forma eficaz las fuerzas que se le requerían al ciclista.

### 4.2.3 Frecuencia cardíaca

El pulso fue monitorizado teleméricamente utilizando un pulsómetro Polar 610 (Polar Electro Oy, Kempele, Finlandia) y el sensor de frecuencia cardíaca (Wearlink, Polar), colocado éste último en la zona pectoral como indica el fabricante. El pulsómetro registra continuamente la frecuencia cardíaca. Posteriormente puede ser descargada y analizada con el software PolarProtrainer™.



Figura 10. Pulsómetro Polar 610 y sensor de frecuencia cardíaca Wearlink

### 4.2.4 Cicloergómetro

Se trata de un ergómetro (instrumento específico calibrado para la medición de la capacidad de trabajo en cada pedalada) similar a una bicicleta sobre la que se pedalea. Existen de los dos siguientes tipos: de freno mecánico y de freno electromagnético. Es un instrumento habitual en los laboratorios de evaluación funcional de la capacidad física.

En nuestro caso el cicloergómetro empleado fue de freno mecánico y sus bielas estaban equipadas con el potenciómetro SRM (Science SRM, SRM GmbH, Julich, Germany). La unidad SRM se compone por el potenciómetro (Powermeter V Science Road Version) conectada al ciclocomputador y registrador (Powercontrol V). El software de análisis es el SRM Training System. Este dispositivo ha sido empleado ampliamente en numerosos estudios científicos.



Figura 11. Powermeter y Powercontrol SRM

Los participantes debían traer su sillín, pedales y zapatillas de ciclismo, para asimilar las condiciones de la prueba a las condiciones reales de pedaleo de cada individuo, los cuales se montaban y se ajustaban correctamente en el cicloergómetro (Figura 12). Todas las pruebas se realizaron con el cicloergómetro ajustado con las

mismas medidas de su bicicleta habitual de entrenamiento, para lo cual contamos con los técnicos y sistema medidor Calibix® [Calibix 2013].



Figura 12 Ajuste del cicloergómetro a las medidas de cada ciclista con el medidor Calibix®

#### 4.2.5 Analisis de lactato en sangre

El lactato sanguíneo se analizó utilizando un analizador automático (YSI Modelo 1500 Sport, Yellow Springs, EE. UU.)



Figura 13 Analizador de Lactato Lactate Scout

A partir de las medidas de lactato realizadas durante la prueba se determinó como umbral láctico el *Onset blood lactate accumulation* (OBLA), es decir, el punto en el que comienza la acumulación de lactato en sangre, que se corresponde habitualmente a una concentración de 4 mmol.l<sup>-1</sup>

#### 4.2.6 Analizador de gases

Durante la prueba se utilizó también un ergoespirómetro analizador de gases (Oxycon™ Mobile, Carefusion) que registra el intercambio de gases que realizan los sujetos en la respiración, para determinar los umbrales ventilatorios. El analizador incorpora además un electrocardiógrafo de 12 canales.





*Figura 14. Oxycon Mobile, Analizador de Gases y electrocardiógrafo*

Para ello el sujeto se coloca una máscara sobre su boca y nariz, dejando un espacio muerto de 30ml, diseñado para que todo el aire que inspire y espire se dirija a una turbina que analiza la cantidad de aire movido con analizadores ultrarrápidos de O<sub>2</sub> y CO<sub>2</sub>. Dichos analizadores de O<sub>2</sub> y CO<sub>2</sub> tienen un tiempo de respuesta del 90% en 100 ms.



*Figura 15 Imagen de una prueba de esfuerzo que emplea el analizador de gases.*

Durante la realización de los test incrementales, el software (Oxycon Beta, Jaeger, Alemania) determina en cada respiración los valores ventilación (VE) en litros por minuto (L/min), el consumo de oxígeno (VO<sub>2</sub>) en L/min, y la cantidad de CO<sub>2</sub> expulsado (VCO<sub>2</sub>) en L/min. A partir de todos estos datos, el software calcula los equivalentes ventilatorios para el oxígeno (VE/ VO<sub>2</sub>) y el CO<sub>2</sub> (VE/ VCO<sub>2</sub>). Además, también determina los cambios en las regresiones de los valores VO<sub>2</sub>, VCO<sub>2</sub>, VE/ VO<sub>2</sub> y VE/ VCO<sub>2</sub> respecto al tiempo, así como la gráfica de VCO<sub>2</sub> vs. VO<sub>2</sub>.

#### **4.2.7 Electromiografía (EMG).**

La electromiografía de superficie fue registrada usando pares de electrodos circulares Ag/Cl (Kendall Meditrace 100, Tyco, Canada) configurados de manera bipolar.

Los electrodos tienen un diámetro de registro de 10 mm y fueron separados por una distancia de 20 mm (medidos entre la distancia de los bordes).

La conexión entre los electrodos y el amplificador se realiza a través de cables SS2L. Estos cables miden 2 metros y están totalmente apantallados.



Figura 16. Cable SS2L y electrodos empleados para captación

En cada uno de los test se utilizó un electromiógrafo distinto, debido a que como hemos mencionado se realizaron en temporadas distintas y la tecnología de que disponíamos fue evolucionando. El cambio de equipo no supone una perturbación significativa del estudio. Estos electromiógrafos fueron los que se detallan a continuación.

a) Electromiografo MEGA ME300-2:

Uno de los electromiografos empleados fue el electromiógrafo de superficie MEGA® (*muscle tester ME 3000*, 8 canales, *software megawin®* versión 2.1) Los registros se toman en modo *RAW STATIC*, a una frecuencia de 1000 Hz. En este modo la señal del EMG aparece con valores positivos y negativos. Esta señal es difícil de tratar estadísticamente y de cuantificar. El propio aparato permite rectificar los valores, convirtiendo el registro en otro que contiene sólo valores positivos, con una frecuencia de muestreo de 100 Hz. Así, el registro queda en modo “ponderado o *average*”, donde podemos ver para cada una de las fases, una serie de datos fácilmente relacionados con la valoración electromiográfica:

- Aver level: Media del registro electromiográfico en  $\mu V$ .
- DS: Desviación estándar.
- Mínimo: valor mínimo en  $\mu V$ .
- Máximo: valor máximo en  $\mu V$ .
- Área: En  $\mu V/\text{segundo}$
- Mediana: En  $\mu V$



Figura 17 Electromiografo MEGA 300

b) Electromiografo BIOPAC:

Otro de los electromiografos empleados fue el MP150 (BIOPAC, Goleta, CA, EE.UU.), el cual incorpora acondicionadores y amplificadores de señal, así como la digitalización y comunicación con el PC para el registro de las señales electromiográficas. Se utilizaron los 4 canales a una tasa de adquisición de 1000 Hz con un filtro paso banda de 10 a 500 Hz.



Figura 18. Sistema de registro electromiográfico.

#### 4.2.8 Posicionamiento electrodos

Para el registro de señales electromiográficas, se colocaron electrodos en los siguientes cuatro músculos de la pierna:

- a. *vastus lateralis* (VL)
- b. *vastus medialis* (VM)
- c. *biceps femoris* (BF)
- d. *gluteus maximus* (Gmax)

El estudio reflejado en este proyecto se basa principalmente en los músculos vasto lateral y medial (VL y VM), dos de los músculos que forman el cuádriceps femoral y los más importantes en cuanto a la fuerza que se desarrolla durante la pedalada. En la Figura 19 se muestra la posición y forma de dichos músculos. Ambos son músculos esqueléticos. El cuádriceps femoral es el músculo más potente del cuerpo humano y se encuentra en la cara anterior del fémur.

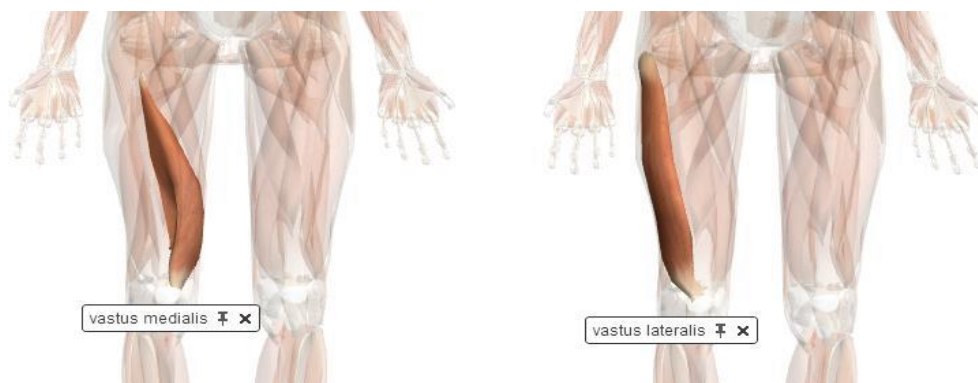


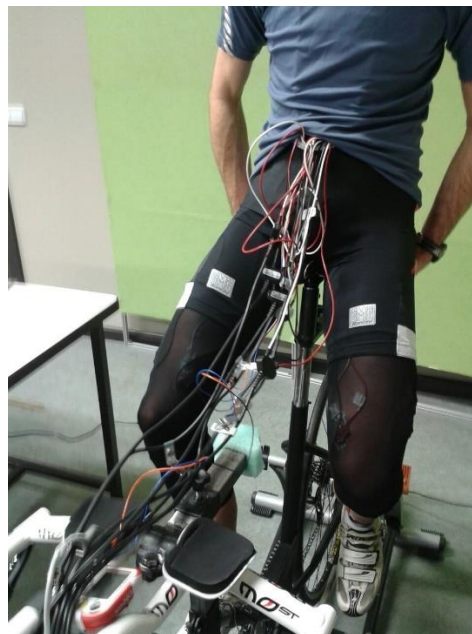
Figura 19. Vasto medial y lateral (ZygoBody™)

El Gluteo Mayor (Gmax) es uno de los músculos más potentes del cuerpo humano y muy desarrollado en los potentes ciclistas rodadores que lideran en las etapas llanas. El músculo bíceps femoral (BF) es un músculo de la zona externa en la región posterior externa del muslo, el de mayor aporte en la fase de flexión.



*Figura 20 Biceps femoral y Gluteo mayor (ZygotBodyTM)*

Para cada músculo se utilizaron dos electrodos autoadhesivos. Fueron colocados encima de la piel limpia con una distancia 20 mm entre los centros de los electrodos de acuerdo a lo que indican los manuales [Hermens et al. 1999]. Como se puede ver en la Figura 21, los cables y los electrodos estaban colocados de forma segura con cinta adhesiva y envoltura de tela elástica no compresiva para evitar artefactos de la señal inducidos por el movimiento.



*Figura 21 Posicionamiento de electrodos y cables para la realización del Test-EMG*

## 4.3 Cálculo de Umbrales

### 4.3.1 Umbrales ventilatorios

Esta metodología es la más eficaz a la hora de determinar tanto el umbral aeróbico como el anaeróbico. Se basa en el análisis de los gases espirados y aspirados ( $O_2$  y  $CO_2$ ) en función de la intensidad del ejercicio.

Para su identificación se utilizan criterios estandarizados que requieren del análisis de varias gráficas que representan la relación entre la cinética de estos gases y parámetros derivados con las diferentes intensidades de esfuerzo realizadas hasta el máximo [Subiela et al. 2007]. En la actualidad la mayoría del software de los analizadores, y en concreto el utilizado en nuestros tests, calcula dichos umbrales automáticamente [Wasserman et al. 1973]:

a) Umbral ventilatorio 1 (VT1):

Existe multitud de semántica (VT, AT, VT1) distinta utilizada para referirse a los cambios fisiológicos que se producen en un test incremental, cada uno tiene distintos matices, pero expresan el mismo concepto: umbrales que indican el comienzo de la producción de lactato [Wasserman & McIlroy 1964] [Orr et al. 1982] [Kindermann et al. 1979].

Para localizar este umbral se analiza el equivalente ventilatorio del oxígeno ( $VE/VO_2$ ) en el punto donde éste se dispara se localiza el umbral ventilatorio aeróbico (VT1) (Figura 22). También se analiza la cinética de la presión parcial de oxígeno al final de la espiración ( $PET_{O_2}$ ), y en el punto donde empieza a aumentar se encuentra el umbral aeróbico. En la intensidad del umbral aeróbico deben de permanecer invariables el equivalente ventilatorio del dióxido de carbono ( $VE/VCO_2$ ) y la presión parcial del bióxido de carbono al final de espiración ( $PET_{CO_2}$ ).

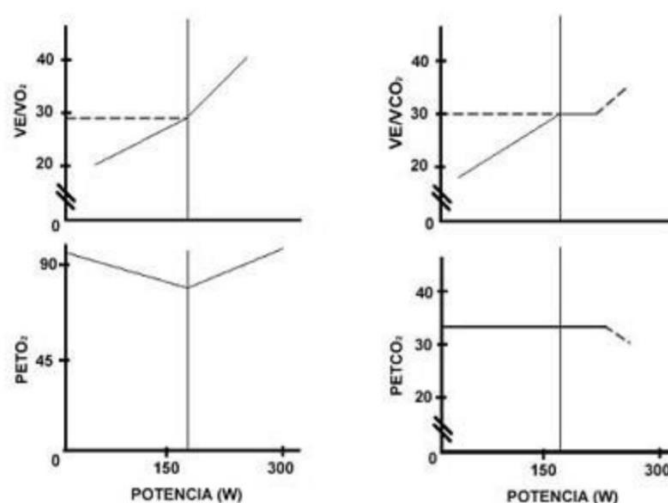


Figura 22 Criterios utilizados para identificar el umbral ventilatorio aeróbico [Subiela et al. 2007]

### b) Umbral ventilatorio (VT2):

Al igual que en el caso anterior, existe semántica distinta (VT2, RCP...) para expresar el concepto que se produce: Indican un máximo estado estable del lactato en sangre [Wasserman et al. 1973] [Kinderman 1979] [Orr et al. 1982] [Dekerle et al. 2003].

La relación entre el consumo de oxígeno consumido y el volumen de dióxido de carbono eliminado en el momento que la pendiente del  $VCO_2$  aumenta indica el umbral anaeróbico. En la relación entre vatios (w) y ventilación (VE), a la intensidad en la que la ventilación se dispara, es decir que se rompe la relación lineal, se identifica el umbral anaeróbico VT2 (Figura 23). El equivalente ventilatorio para el oxígeno ( $VE/VO_2$ ) aumenta en el VT2, así como el equivalente ventilatorio para el  $CO_2$  ( $VE/VCO_2$ ) también se incrementa en ese punto. La presión del oxígeno al final de la espiración ( $PETO_2$ ) continúa aumentando en el VT2, en cambio la presión de dióxido de carbono al final de la espiración ( $PETCO_2$ ) disminuye. [Subiela et al. 2007].

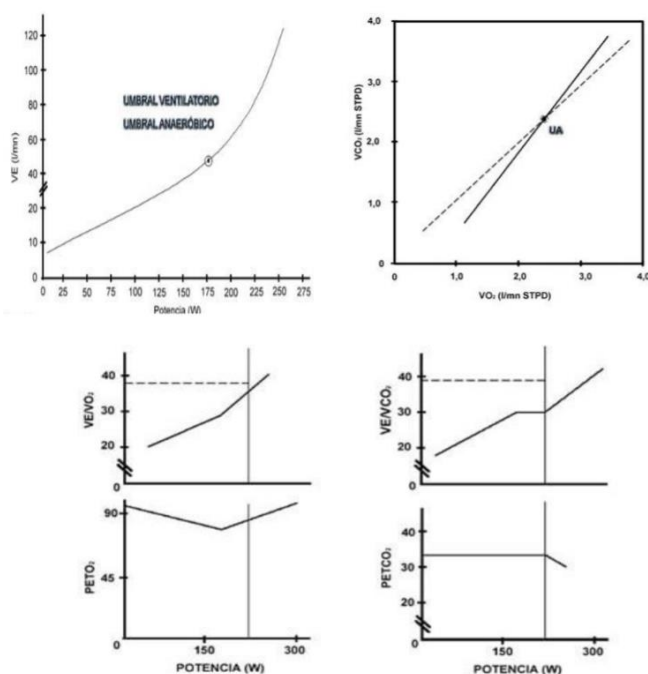


Figura 23 Criterios utilizados para determinar el umbral ventilatorio anaeróbico VT2 [Subiela et al.2007]

Por tanto, el VT1 es el umbral aeróbico por debajo del cual el metabolismo es aeróbico. Una vez superamos el VT2 (Umbral anaeróbico – sin oxígeno) la acumulación de ácido láctico se dispara, produciéndose una rápida acumulación pues los sistemas de eliminación no son suficientes. Entre VT1 y VT2 el cuerpo emplea ambos metabolismos: aeróbico y anaeróbico. Dependiendo del sistema de obtención de energía hablaremos de anaeróbico láctico o aláctico.

### 4.3.2 Umbrales metabólicos

El umbral anaeróbico fue definido por Wasserman et al. [1973] como “la intensidad de ejercicio o trabajo físico por encima de la cual empieza a aumentar de forma progresiva la concentración de lactato en sangre, a la vez que la ventilación se

*intensifica de una manera desproporcionada con respecto al oxígeno consumido*". Esta definición presenta una doble perspectiva: metabólica y ventilatoria. A continuación, haremos referencia a los más comúnmente utilizados y ya mencionados en el párrafo anterior:

a) Umbral de lactato. Lactate threshold (LT):

Se determina examinando la concentración de lactato en sangre, y se toma aquella carga de trabajo más alta no asociada con un aumento de la concentración de lactato en sangre [Wellman 1990]

b) Umbral de lactato + 1.0mM/L (LT+1.0):

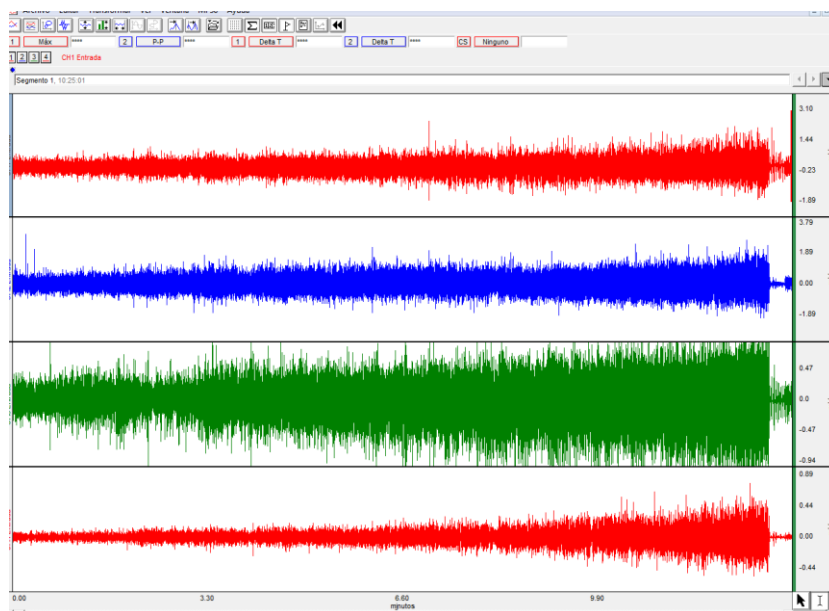
Representa la carga de trabajo que causa el aumento de 1.0 mM/L sobre la línea base en la concentración de lactato en sangre [Coyle et al.1983].

c) Punto de acumulación de lactato en sangre. Onset blood lactate accumulation (OBLA):

Aquella carga de trabajo que por interpolación cruza el valor de 4 mM/L de concentración de lactato en sangre [Sjödín & Jacobs 1981].

### 4.3.3 Umbrales de fatiga EMG

Se emplearán los distintos métodos descritos anteriormente para calcular la fatiga muscular a partir de las señales electromiográficas. En la Figura 24 se muestra un ejemplo del registro de señal electromiográfica de superficie (sEMG) de una prueba completa tomado con el electromiografo MP150.



*Figura 24 Ejemplo de un registro completo electromiográfico durante la prueba incremental. De arriba a abajo, registros obtenidos de los músculos VL, VM, BF y Gmax*

Como en muchos otros deportes, en el ciclismo la actividad muscular no es continua, sino que cada músculo alterna entre trabajo y reposo, es decir, trabaja durante

un intervalo de la pedalada y descansa durante otro, en el cual la actividad eléctrica es nula y el músculo se relaja.

A una cadencia de 80 rpm de pedaleo, la duración de cada pedalada es de 750 ms, de los cuales cada músculo solo trabaja durante aproximadamente 250 ms y el resto del tiempo está relajado. Puede verse claramente esta alternancia de trabajo y reposo en la Figura 22.

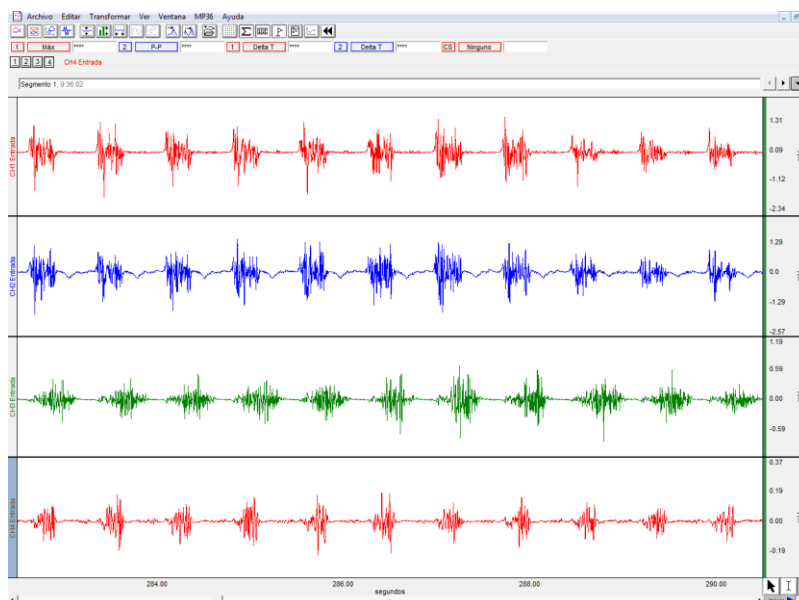


Figura 25. Señal sEMG de 11 pedaladas consecutivas capturada durante la prueba incremental. De arriba abajo, señal de los músculos, Vasto Lateral (VL), Vasto Medial (VM), Biceps Femoral (BF) y Glúteo Mayor (Gmax)

De esta manera, para realizar los cálculos de fatiga, se parametriza cada señal muscular (*epoch*) de cada pedalada en un valor de amplitud, calculada a partir de los 128 ms de mayor intensidad de cada pedalada.

Denominamos RMS a la “potencia media de la señal en cada pedalada” que se calcula con la siguiente fórmula:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T EMG^2(t) dt}$$

en donde, T=128 ms y t=tiempo.

Para cada *epoch*, se determina el inicio de la señal, y se calcula la energía de los siguientes 128ms.

Por cada músculo, la energía de cada *epoch* se representa en una gráfica respecto al tiempo (véase Figura 26), para posteriormente hacer el análisis de regresiones lineales correspondientes dependiendo del método de fatiga a analizar.



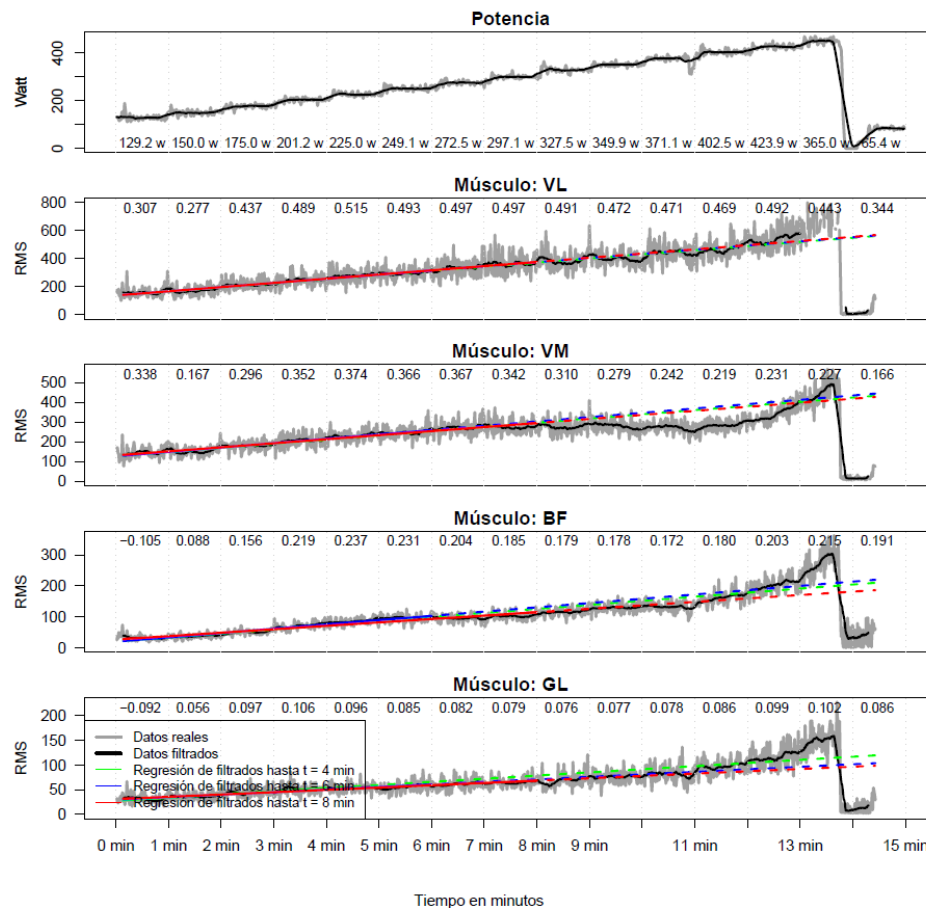


Figura 26 Ejemplo de un test incremental. (arriba) Gráfica de potencia durante la prueba, y (debajo) la amplitud ( $\mu\text{Vrms}$ ) de las señales electromiográficas para los 4 músculos analizados VL, VM, BF, Gmax

#### 4.3.3.1 Cálculo del PWCft

El PWCft se calcula usando el método de deVries et al. pero aplicado a escalones de 1 minuto. En la adaptación de este método durante cada escalón de carga constante de duración 1 minuto, se desestiman los primeros 15 segundos, aproximadamente el tiempo que necesita el ciclista para amoldarse a la nueva carga de trabajo.

Para cada escalón del test, se toman las amplitudes calculadas para cada *epoch* y se representan con respecto al tiempo, tomando como  $t=0$  el inicio del escalón. Para cada escalón de carga constante se calcula la regresión lineal de las amplitudes de los *epoch* respecto al tiempo. El cálculo de la PWCft se hace a partir de la potencia media entre aquella potencia de menor valor para la cual la pendiente de la regresión sea **significativa y positiva** ( $p < 0,05$  en el test t de una sola cola), y la potencia del escalón anterior.

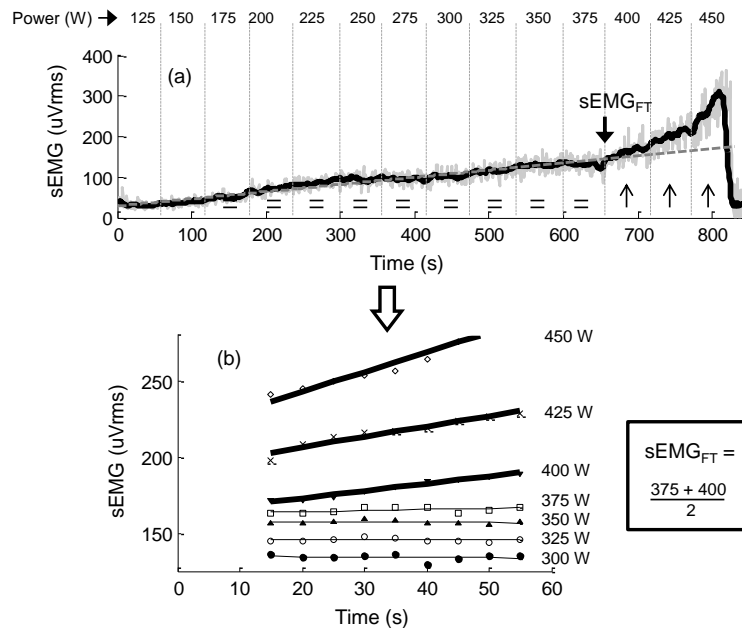


Figura 27 Ejemplo representativo del método para estimar  $PWC_{FT}$  a partir de un test incremental. (arriba) Gráfica del registro sEMG a lo largo del test (línea sólida representa la media cada 15 pedaladas). (abajo) Regresiones lineales correspondientes a cada escalón 1-min. En solido las regresiones con pendiente significativa positiva.

Como se muestra en el ejemplo de la Figura 27, para cada escalón los primeros 10 y los últimos 5 segundos son desechados (zona de ajuste de la pedalada por cambio de carga de trabajo) y se calcula la amplitud cada 5 segundos. La máxima carga de potencia sin incremento significativo de la señal fue a los 375 W y la mínima carga de potencia a partir de la cual todas las pendientes son positivas y significativas fue a 400 W, por lo que el umbral de fatiga estimado es de 387,5 W para dicho músculo.

#### 4.3.3.2 Determinación del umbral de fatiga a partir de la frecuencia media de la potencia MPFft.

A partir del método propuesto por Camic et al. [2010], para cada músculo y cada pedalada se obtiene la parte más significativa del *epoch*. En este caso por cada *epoch* se calcula la frecuencia media, es decir, aquella frecuencia a partir de la cual la suma de energía de las frecuencias por debajo de ella es la mitad de la energía del *epoch*.

De igual manera se representa con respecto al tiempo Figura 28. Al igual que en el caso anterior, se busca escalón por escalón, aquella potencia más baja a la cual la pendiente de la regresión lineal sea **significativa y negativa** ( $p < 0,05$  en test t de una cola), y se toma como la potencia de fatiga la media entre esa potencia y la potencia del escalón anterior.

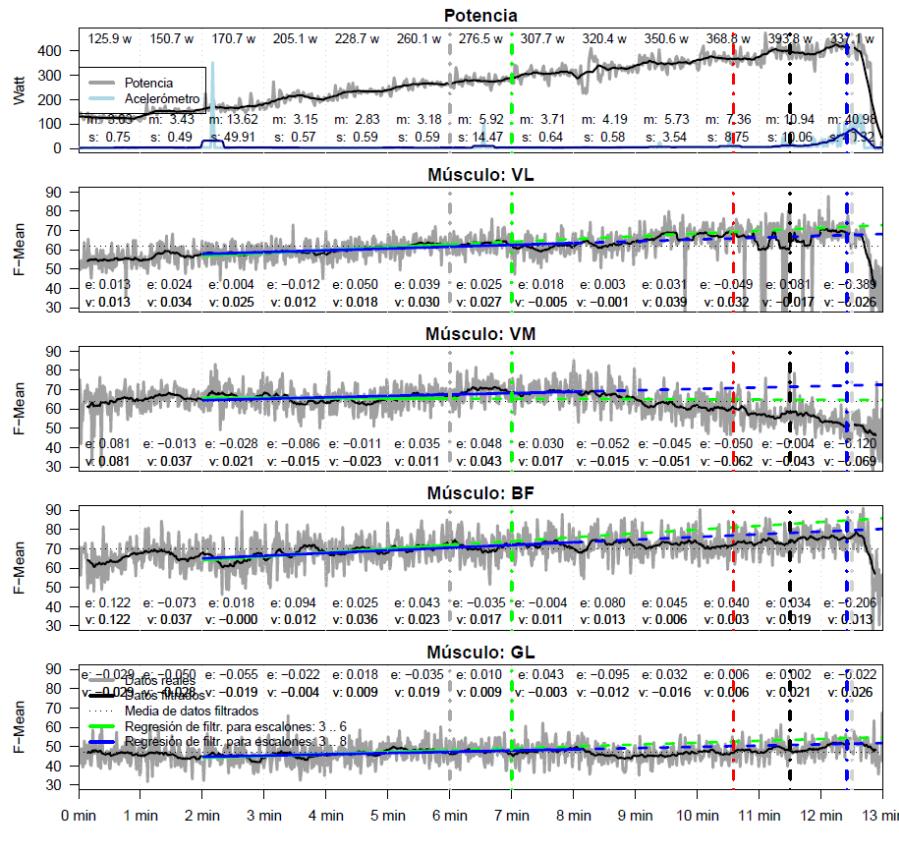


Figura 28 Ejemplo de un test incremental. (arriba) Gráfica de potencia durante la prueba, y (debajo) la Fmean (Hz) de las señales electromiográficas para los 4 músculos analizados VL, VM, BF, Gmax

#### 4.3.3.3 Determinación de los umbrales $EMG_{T1}$ and $EMG_{T2}$

Se utilizó una regresión lineal multisegmento para analizar si existían uno o dos puntos de interrupción en la respuesta de la amplitud (RMS) del registro sEMG por cada uno de los músculos. Este método fue desarrollado en los siguientes pasos:

1. Calcular la amplitud (RMS) de cada uno de los epochs y representarlo respecto al tiempo. Recordemos que para ello se toman los 128ms más representativos de la parte activa de la señal sEMG de cada pedalada. (Figura 29)

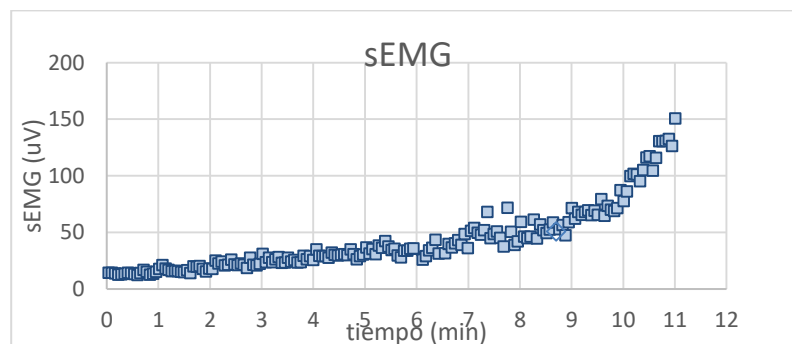


Figura 29 Representación de la curva de Amplitud sEMG vs tiempo

- Ajustar una única línea de regresión a todos los puntos de la curva de amplitud sEMG respecto al tiempo. Se calcula la suma residual de cuadrados (RSS) como resultado de esta regresión lineal, este valor se utiliza para comparaciones estadísticas posteriores. (Figura 30)

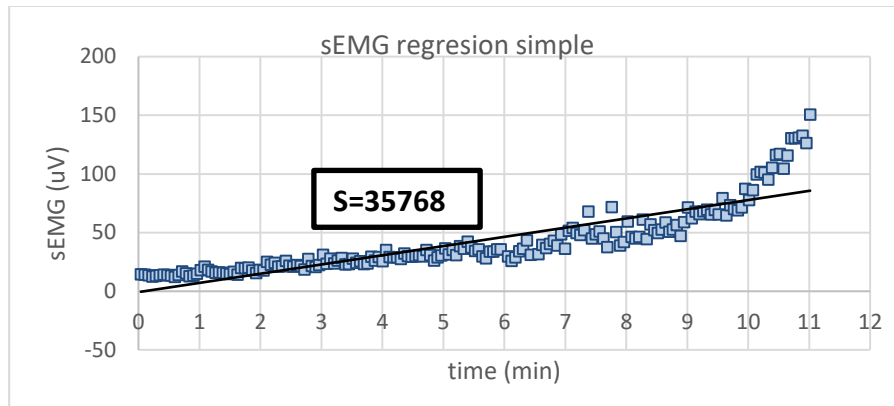


Figura 30 Regresión simple curva sEMG y el valor RSS (S)

- Se calcula la mejor regresión de dos segmentos EMG vs tiempo. Para el cálculo de esta aproximación, el programa calculó conjuntos de pares de líneas de regresión para todas las divisiones posibles de los datos en dos grupos contiguos, y se eligió el par de líneas que producían el menor valor RSS (Figura 31). Se realiza un análisis de varianza para determinar que este ajuste es significativo ( $p < 0,05$ ) comparándolo con la regresión simple.

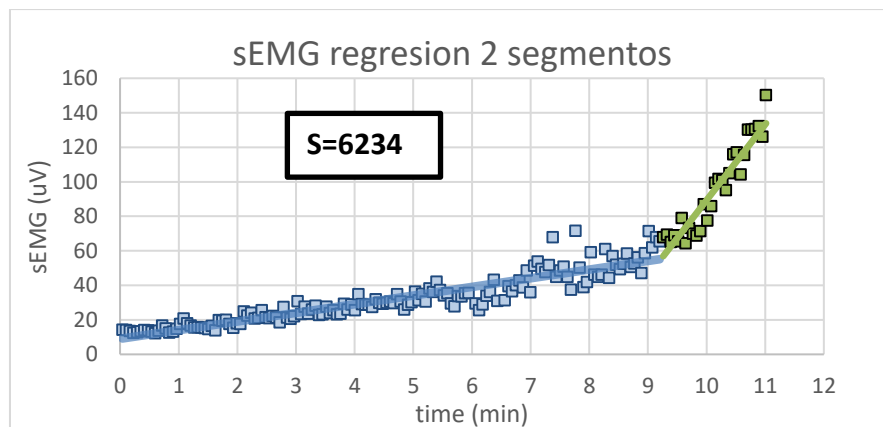


Figura 31 Mejor regresión 2 segmentos curva sEMG, y el valor RSS (S)

- Finalmente, consistió en ajustar una tercera línea a los datos para detectar un nuevo punto de ruptura en la curva de amplitud sEMG, para ello, se calcula la mejor regresión de tres segmentos. El tercer segmento medio se obtuvo mediante la adición metódica de puntos en el lado izquierdo del punto de intersección obtenido en el segundo paso. La nueva línea de regresión se calculó y extendió en la dirección en la que se obtuvo la menor suma de cuadrados (Figura 32). Finalmente, se realizó un análisis de varianza para determinar si el ajuste, utilizando tres líneas de regresión, conducía a una reducción significativa ( $p < 0,05$ ) en la

suma total de cuadrados cuando se comparó con el ajuste utilizando dos líneas de regresión. El primer y segundo punto de intersección del modelo computarizado se denominaron primero ( $EMG_{T_1}$ ) y segundo ( $EMG_{T_2}$ ) umbrales de sEMG.

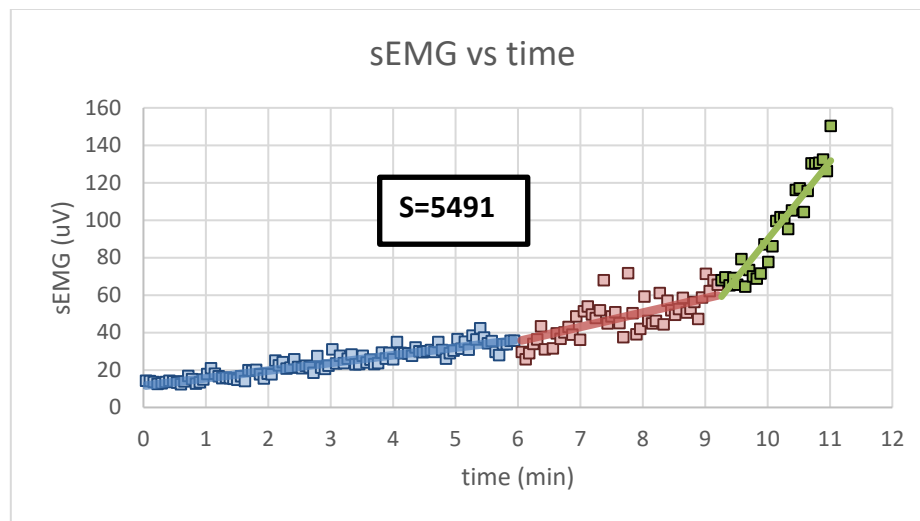


Figura 32 Mejor regresión 3 segmentos curva sEMG, y el valor RSS (S)

## 4.4 Descripción de los tests

### 4.4.1 Test incremental

El ejercicio consistió en una prueba de ejercicio incremental en cicloergómetro hasta el agotamiento. Tras un calentamiento previo de 10 minutos a 100 W, la prueba se inició con una carga de trabajo de 125 W. A partir de entonces, la carga de trabajo se iba incrementando en escalones de 25 W cada minuto hasta el agotamiento voluntario. Durante la prueba la cadencia de pedaleo se mantuvo a 70 rpm.

### 4.4.2 Sprints

El procedimiento de esprint sobre en cicloergómetro consistió en cuatro esprints máximos durante 20 s con periodos de recuperación de 60 s y siempre a la misma carga. Se calculó la potencia máxima correspondiente a cada uno de los esprints de 20 s.

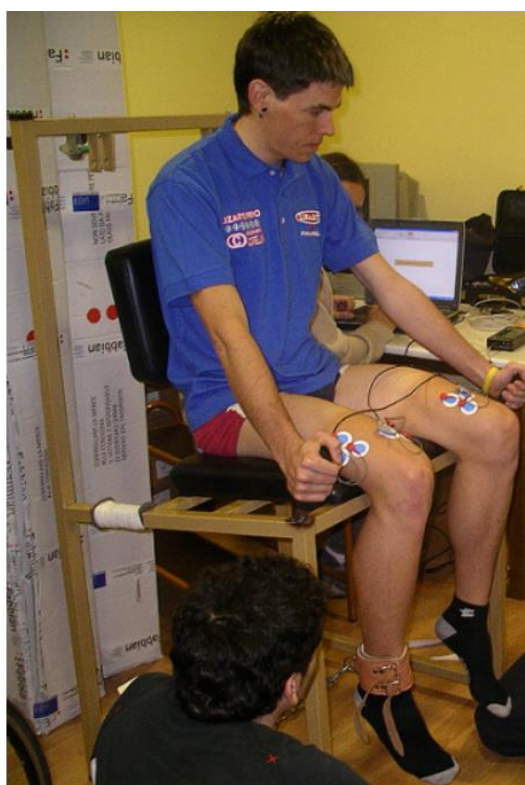
### 4.4.3 Test constante

Tras un calentamiento previo, el ciclista realizó un test a cadencia y carga constante en el cicloergómetro. Generalmente la carga de trabajo no es la misma para todos los ciclistas, sino que es un porcentaje de algún valor de carga obtenido en un test incremental previo.

Si este test se lleva hasta el agotamiento, esto es, hasta que el ciclista no es capaz de mantener la carga de trabajo, se trata de un *test máximo*, por el contrario, si se para antes de llegar al agotamiento hablaremos de un *test submaximo*.

#### 4.4.4 Dinamometría

En la silla de Colson (que nosotros modificamos y adaptamos para poder llevar a cabo los test dinamométricos) al deportista se le fijaban ambas piernas, colocándose una abrazadera de cuero extensiométrica, a la altura de colocación del tobillo. Se analizaba cada vez una única pierna (dominante y no dominante), con la cual debían llevar a cabo la prueba de fuerza. El sujeto se colocaba sentado en el banco con la rodilla a 90°, y una cincha sujeta a cintura justo por la línea sobre las apófisis espinosas anterosuperiores de forma que no hubiera posibilidad de aportar fuerza excepto con las piernas. Se midió la fuerza isométrica máxima con la rodilla a 90°. Posteriormente se le pide al sujeto un esfuerzo de extensión de rodilla máximo durante 20 s tras los cuales se da un descanso de 60 s. El proceso se realiza cuatro veces [(4 x 20) + (4 x 60)]. En todo momento el sujeto es estimulado y motivado con recursos sonoros y con total control monitorizado del tiempo.



*Figura 33 Registro de la contracción voluntaria máxima. Imagen electromiógrafo de superficie.*

## 4.5 Procedimiento experimental, particularidades de cada test.

### 4.5.1 Análisis plato Q (Test Q):

En este caso participaron 14 ciclistas cuyas características se muestran en la Tabla 1. El protocolo de evaluación se diseñó de acuerdo con la Conferencia de Helsinki para la investigación en seres humanos y de acuerdo con los estándares éticos en la investigación de deportes y ciencias del ejercicio [Harriss & Atkinson 2009]. Todos los ciclistas fueron informados sobre el propósito del estudio y los posibles riesgos antes de dar su consentimiento escrito.

Tabla 1 Características físicas de los sujetos (N=14) del TestQ

Variabes	Media $\pm$ SD	Rango
Edad (años)	21,1 $\pm$ 2,1	18,3-24,2
Peso (kg)	69,3 $\pm$ 6,9	61,5-75,3
Altura (m)	1,76 $\pm$ 0,06	1,70-1,86
VO <sub>2</sub> max relativo (ml/kg-min)	78,5 $\pm$ 5,3	71,2-86,4

Desde el inicio de la temporada (principios de noviembre) hasta el inicio de las pruebas (cuarta semana de febrero), los participantes completaron un ciclo de entrenamiento de media 5.215  $\pm$  780 km.

Rotor Componentes Tecnologicos, S.L., desarrolló un nuevo tipo de plato con forma ovalada: “Platos de engranaje variable (Q-rings)”. El diseño del plato Q imita la biomecánica de pedaleo de las bielas de Rotor durante la carrera hacia abajo del pedal, es decir, cuando los ciclistas generan su mayor poder [Henderson et al. 1977] [Santalla et al. 2002]. Esto significa que cuando el pedal está descendiendo, el plato Q progresivamente modula el engranaje, de acuerdo con la capacidad inmediata de la pierna. Así, los platos Q aumentan el diámetro al mismo tiempo que el ciclista aumenta la fuerza aplicada al pedal durante la carrera descendente (Figura 34).

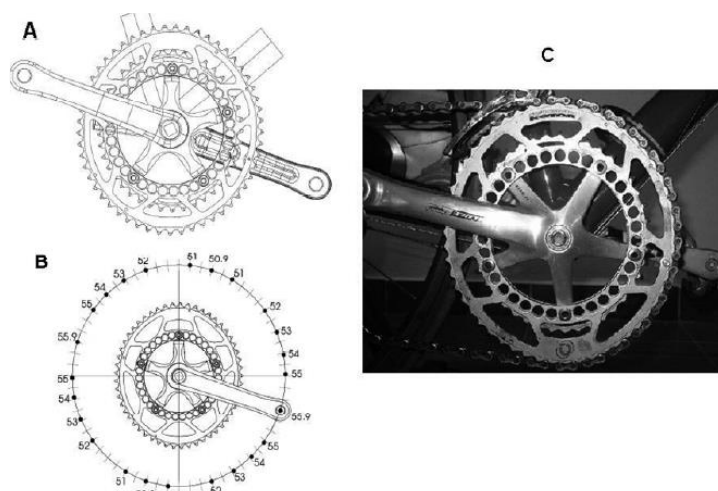


Figura 34 A) Montaje de Platos-Q en bielas tradicionales. B) Tamaño de plato equivalente para el Plato-Q de 53T. C) Plato Q, montado en bicicleta.

Técnicamente, las ventajas teóricas del diseño del anillo Q son que:

- Elimina los puntos muertos [Santalla et al. 2002] [Lucía et al. 2004].
- Aumenta la longitud de la biela durante la carrera descendente [Hue et al. 2001] [Zamparo et al. 2002]
- Ralentiza la carrera descendente y acelera la carrera ascendente [Hull et al. 1992] [Martin et al. 2002].

Referente al “Test Q”, ninguno de los participantes tenía experiencia previa en el uso de Platos-Q (Figura 34). Dos semanas antes de los experimentos, los participantes tuvieron la oportunidad de probarlos para familiarizarse con esta configuración.

Cada uno de los ciclistas fueron evaluados en dos sesiones diferentes: una tras la utilización de los platos convencionales en ciclismo (Platos C), y otra con los Platos Q. Las sesiones se asignaron al azar y se separaron 48 h. Todos ellos fueron evaluados aproximadamente a la misma hora del día (09:00 am) y en condiciones ambientales similares (temperatura promedio, 22 ° C; humedad relativa, 65–70%), para minimizar la influencia de la variabilidad biológica.

Las sesiones consistían en un “test incremental de 3 min”, y tras su finalización, realizaban los cuatro sprints, pasando después a realizar la prueba de dinamometría. Se evitaba el reposo entre cada uno de los tests.

Tras 48 horas, se repetían los mismos tests, pero intercambiando el plato utilizado en la sesión anterior.

En ambas sesiones se hizo el registro, de frecuencia cardíaca, lactato y análisis de gases durante el test incremental. Para el registro de la señal sEMG, en este estudio se empleó el electromiógrafo MEGA.

#### 4.5.2 Estudio electromiográfico y fatiga (Test EMG)

El protocolo de evaluación se diseñó de acuerdo con la Conferencia de Helsinki para la investigación en seres humanos y de acuerdo con los estándares éticos en la investigación de deportes y ciencias del ejercicio [Harriss & Atkinson 2009]. Todos los ciclistas fueron informados sobre el propósito del estudio y los posibles riesgos antes de dar su consentimiento por escrito.

Al igual que en el caso anterior participaron 16 ciclistas varones, con similar nivel y experiencia como los del test anterior. Los ciclistas realizaron un test incremental de 1 min, donde se registraron igualmente, frecuencia cardíaca, concentración de lactato en sangre y el análisis de gases. Esta vez el registro electromiográfico se realizó también durante el test incremental.

En la Tabla 2 se muestran sus datos antropométricos y características fisiológicas de los ciclistas tras el test incremental de 1 min, de los sujetos que realizaron el Test EMG.

Tras 48 horas los ciclistas realizaron un test constante máximo, al 100% de la carga calculado como PWCft.



Tabla 2 Características físicas y fisiológicas de los sujetos (N=16) del test EMG

Variables	Media $\pm$ SD	Rango
Edad (años)	21,7 $\pm$ 2,9	18,3-28,5
Peso (kg)	71,3 $\pm$ 4,9	62,4-79,4
Altura (m)	1,81 $\pm$ 0,06	1,71-1,92
VO <sub>2</sub> max (L/min)	5,1 $\pm$ 0,4	4,5-5,9
VT2 (L/min)	4,6 $\pm$ 0,5	3,4-5,6
VT1 (L/min)	3,3 $\pm$ 0,6	1,9-4,4
Frecuencia cardíaca máxima (ppm)	198 $\pm$ 8	183-212
Lactato en sangre máximo (mmol/L)	12,1 $\pm$ 5,0	7,7-14,8
Potencia máxima (W)	406 $\pm$ 36	325-450

## 4.6 Análisis de datos

### 4.6.1 Herramientas y software de análisis

Las señales registradas por la unidad de adquisición se envían digitalizadas en tiempo real al software creado por la misma empresa que la unidad. El software empleado es *BIOPAC StudentLab Pro* versión 3.7.3. Esta herramienta ha sido usada para monitorizar los experimentos, visualizar de forma simple las señales generadas y para exportar y guardar las señales para análisis más exhaustivos.

Esta herramienta tiene la capacidad de generar filtros en tiempo real, necesarios para la correcta adquisición de las señales EMG. Además, se utilizó esta herramienta para dar una previsualización de la fuerza en tiempo real, que utilizaba el sujeto para ajustar su nivel de fuerza. El software usado para el análisis de las señales es *Matlab* versión 7.10.

Una vez registradas las señales, estas se guardan en formato “.acq” propio del software de BIOPAC. El mismo software permite la conversión de señal a formato Matlab (“.mat”). Una vez pasado a Matlab se implementan una serie de scripts específicos para poder procesar los datos de manera más eficaz. Todas las variables analizadas de todos los sujetos fueron calculadas con diferentes scripts de Matlab.

## 4.7 Análisis estadístico

Para el análisis estadístico de los datos y la generación de algunas de las gráficas de este trabajo se empleó el lenguaje de programación R, muy adecuado para análisis y estudios estadísticos. De este lenguaje existen implementaciones de dominio público y gratuitas. Estas suelen incluir un intérprete del lenguaje de programación y también entornos de desarrollo. Además, existen numerosos paquetes adicionales

avanzados para aplicar técnicas estadísticas nuevas que extienden su funcionalidad básica. Se ha empleado la versión 3.0.1.

El análisis estadístico se realizó utilizando el paquete estadístico SigmaPlot. Las pruebas de Kolmogorov-Smirnov confirmaron que cada parámetro analizado en los diferentes estudios (PWC<sub>FT</sub>, OBLA, VT1 y VT2) se distribuía normalmente. El coeficiente de pendiente para cada ejercicio se calculó a partir de la relación de amplitud a tiempo sEMG para determinar si este coeficiente de pendiente era significativo y se realizó un análisis de regresión lineal.

Los valores medios y de desviación estándar se calcularon para los umbrales de fatiga estudiados (PWC<sub>FT</sub>, OBLA, VT1 y VT2). Se utilizó una ANOVA de medidas repetidas en un solo sentido para determinar si había diferencias significativas en la potencia de salida promedio entre PWC<sub>FT</sub>, OBLA, VT1 y VT2. Cuando las diferencias fueron significativas, se utilizó la prueba post-hoc de Tukey. Los coeficientes de correlación de Pearson (r) se calcularon para determinar las relaciones entre PWC<sub>FT</sub>, OBLA, VT1 y VT2. Se realizó ANOVA de medidas repetidas para un factor, para investigar los cambios dependientes del tiempo (factor = tiempo) del lactato sanguíneo, la frecuencia cardíaca y la amplitud de sEMG dentro de la prueba de carga de trabajo constante. Cuando las diferencias fueron significativas, se utilizó la prueba post-hoc de Tukey. La confiabilidad test-retest se calculó utilizando el ICC. La significancia se fijó en  $p < 0,05$ .

Para la evaluación de los cambios en las variables espectrales de sEMG a lo largo de toda la prueba, se realizó un análisis de regresión lineal y se calcularon los coeficientes de regresión lineal (para determinar el signo y la importancia de los cambios en F-mean y F-median. La relación entre los indicadores espectrales de sEMG y el tiempo también se investigó durante el intervalo entre el inicio del ejercicio y la aparición de VT1 y también durante el intervalo entre las apariciones de VT2 y la potencia máxima. Para la evaluación de los cambios en F-mean durante cada período de ejercicio de la prueba, el coeficiente de pendiente para cada carga de trabajo constante se calculó a partir de la relación F-mean vs tiempo. Para determinar si este coeficiente de pendiente fue significativo, se realizó un análisis de regresión lineal.

La prueba t de Student pareada se usó para determinar si había diferencias significativas en la salida de potencia promedio entre VT1 y VT2 definir esto. La significancia se estableció para una  $p < 0,05$ . Los datos se presentaron como media  $\pm$  desviación estándar (mean  $\pm$  SD) en las tablas.

Las pruebas de Kolmogorov-Smirnov confirmaron que cada parámetro analizado en el estudio (EMGT1, EMGT2, VT1 y VT2) se distribuyó normalmente. Para el estudio de validez (14 sujetos), se usó ANOVA de medidas repetidas unidireccionales para determinar si hubo diferencias significativas entre, por un lado, EMG<sub>T1</sub> y VT1, y, por otro, entre EMG<sub>T2</sub> y VT2, cuando estas variables se expresaron en W, VO<sub>2</sub> (ml / kg / min) y % VO<sub>2</sub> max Se utilizó la correlación de Pearson (r) para determinar la posible relación entre EMG<sub>T1</sub> y VT1, y también entre EMG<sub>T2</sub> y VT2.

Para seguir analizando la validez del método EMG, se siguió el método Bland-Altman [Bland & Altman, 1986]. Para este análisis, se calcularon las diferencias de medias (sesgo) y SD de las diferencias entre los valores medios (W) obtenidos con los

dos métodos ( $EMG_{T1}$  frente a  $VT1$ , y  $EMG_{T2}$  frente a  $VT2$ ). Para el grupo de 10 sujetos que realizaron la prueba en dos días diferentes y se usó una prueba t de Student pareada para comparar los valores medios de  $EMG_{T1}$  y  $EMG_{T2}$  obtenidos con ambas pruebas. Los coeficientes de correlación interclase de Pearson también se calcularon para determinar el grado de correlación entre los valores medios de  $EMG_{T1}$  y  $EMG_{T2}$  informados con pruebas repetidas. La significancia se estableció en  $p < 0,05$ .

# RESULTADOS

## 5 RESULTADOS

### 5.1 Respuesta fisiológica ante platos Q y C

\*Estos resultados se obtuvieron del análisis del Test-Q. Los resultados fueron recogidos y publicados en el siguiente artículo: Cordova, A., Latasa, I., Seco, J., Villa, G., & Rodriguez-Falces, J. (2014). *Physiological responses during cycling with oval chainrings (Q-Ring) and circular chainrings. Journal of sports science & medicine, 13(2), 410 (Anexo X).*

Cuando los participantes realizaron la prueba incremental, generaron una potencia máxima similar entre los platos Q ( $371 \pm 30$  W) y los platos C ( $355 \pm 29$  W,  $p = 0,12$ ). El  $VO_{2max}$  también fue similar para los dos grupos estudiados (Tabla 3). Tampoco se encontraron diferencias significativas en la frecuencia cardíaca entre los ciclistas que utilizan platos Q y platos C.

Tabla 3 Valores de las variables medidas durante el test incremental con platos Q y platos C (Media  $\pm$  SD)

Variables	Plato-Q	Plato-C
$VO_{2max}$ (ml/kg·min)	$80,3 \pm 5,8$	$78,7 \pm 6,1$
Frec. Cardíaca (ppm)	$189 \pm 7$	$190 \pm 5$
Potencia (W)	$371 \pm 30$	$355 \pm 29$

Tras el análisis no se observó diferencias significativas entre los grupos con la potencia y la producción lactato en sangre (Figura 35).

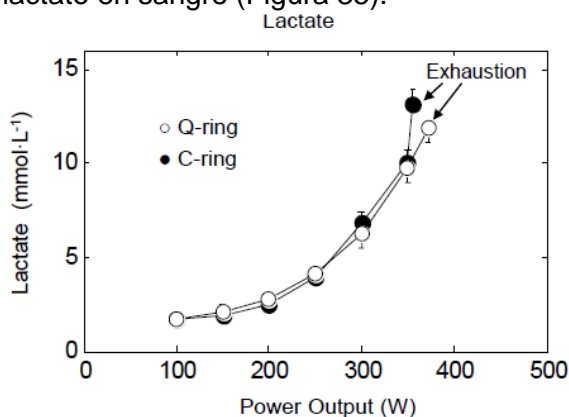


Figura 35 Comparación de lactato en sangre utilizando los Platos-Q y Platos-C. Media  $\pm$  SEM

En cuanto a los esprints máximos intermitentes de 20 s realizados después de la prueba incremental, la producción de potencia fue mayor con los platos Q que con los platos C, aunque esta diferencia no fue estadísticamente significativa (Tabla 4). Específicamente, la potencia desarrollada con los platos Q fue 4,2, 2,4, 5,1 y 6,7% mayor que la producida con C para el primer, segundo, tercer y cuarto esprints, respectivamente.

*Tabla 4 Potencia (media±SD) durante los esprints, utilizando el Plato-Q y Plato-C y la diferencia entre ellos.*

	<b>Plato Q</b>	<b>Plato C</b>	<b>Diferencia (Δ%)</b>
<b>1<sup>er</sup> esprint</b>	715 ± 74	682 ± 100	4,6
<b>2<sup>o</sup> esprint</b>	582 ± 47	568 ± 62	2,4
<b>3<sup>o</sup> esprint</b>	526 ± 78	499 ± 71	5,1
<b>4<sup>o</sup> esprint</b>	510 ± 84	476 ± 74	6,7

Los valores de fuerza voluntaria máxima obtenidos durante las contracciones isométricas máximas antes y después de la prueba incremental se muestran en la Tabla 5. Como se puede ver, tanto para los platos Q como para los platos C, la fuerza fue mayor para las contracciones realizadas antes de la prueba incremental, aunque esta diferencia no alcanzó significación estadística. No hubo diferencias significativas entre la fuerza ejercida con los platos C y los platos Q (antes y después de la prueba incremental).

*Tabla 5 valores de fuerza (N) (media±SD) obtenida durante las MVCs, antes y después de los test incrementales con Platos-Q y Platos-C.*

	<b>Plato-Q</b>		<b>Plato-C</b>	
	Antes del test incremental	Después del test incremental	Antes del test incremental	Después del test incremental
<b>1<sup>er</sup> MVC</b>	65,5 ± 2,9	60,1 ± 3,2	64,3 ± 3,4	62,4 ± 3,1
<b>2<sup>o</sup> MVC</b>	62,3 ± 3,5	59,8 ± 3,4	60,8 ± 3,6	57,8 ± 3,4
<b>3<sup>o</sup> MVC</b>	61,8 ± 4,6	58,2 ± 2,3	61,3 ± 4,2	57,6 ± 2,3
<b>4<sup>o</sup> MVC</b>	57,7 ± 3,9	55,4 ± 1,8	61,7 ± 3,1	59,3 ± 3,1

Los valores de amplitud de EMG obtenidos durante las contracciones isométricas máximas antes y después de la prueba incremental (Tabla 6 y Tabla 7) siguieron el mismo patrón EMG. La amplitud fue mayor para las contracciones realizadas antes de la prueba incremental, aunque esta diferencia no fue estadísticamente significativa. Con respecto a la comparación entre los platos C y los platos Q, no se observaron diferencias significativas en la amplitud entre estos dos diseños de platos antes y después de la prueba incremental.

*Tabla 6 valores de sEMG RMS (uV) (media±SD) obtenida durante las MVCs, antes y después de los test incrementales con Platos-Q y Platos-C para el Vasto Lateral (VL)*

<b>Vasto Lateral</b>	<b>Plato-Q</b>		<b>Plato-C</b>	
	Antes del test incremental	Después del test incremental	Antes del test incremental	Después del test incremental
<b>1<sup>er</sup> MVC</b>	991 ± 137	813 ± 117	1091 ± 124	768 ± 98
<b>2<sup>o</sup> MVC</b>	757 ± 112	661 ± 95	808 ± 112	678 ± 94
<b>3<sup>o</sup> MVC</b>	841 ± 124	670 ± 105	783 ± 105	694 ± 102
<b>4<sup>o</sup> MVC</b>	858 ± 115	678 ± 123	864 ± 114	771 ± 114

Tabla 7 valores de sEMG RMS (uV) (media±SD) obtenida durante las MVCs, antes y después de los test incrementales con Platos-Q y Platos-C para el Vasto Medialis (VM)

Vasto Medialis	Plato-Q		Plato-C	
	Antes del test incremental	Después del test incremental	Antes del test incremental	Después del test incremental
1 <sup>er</sup> MVC	1120 ± 158	768 ± 127	1191 ± 135	940 ± 123
2 <sup>o</sup> MVC	819 ± 134	661 ± 123	937 ± 122	778 ± 102
3 <sup>o</sup> MVC	799 ± 126	712 ± 122	1032 ± 142	767 ± 112
4 <sup>o</sup> MVC	872 ± 129	774 ± 120	1059 ± 126	764 ± 123

## 5.2 Estimación de la fatiga neuromuscular durante el test incremental

### 5.2.1 Umbrales de fatiga de variables metabólicas / ventilatorias y sEMG durante la prueba incremental

\*Los resultados fueron obtenidos tras el análisis del Test EMG. Los resultados de este test se han recogido y publicado en el siguiente artículo, Latasa, I., Cordova, A., Villa, G., Quintana Ortí, G., & Rodriguez-Falces, J. (2017). Estimation of the neuromuscular fatigue threshold from an incremental cycling test using 1-minute exercise periods.

En todos los sujetos, la amplitud de la sEMG aumentó progresivamente a lo largo de la prueba incremental como un signo de aumento de la activación de la unidad motora.

La Figura 27 proporciona un ejemplo representativo de los cambios en la amplitud de sEMG. Como se puede ver, el sEMG aumentó lentamente a una tasa constante desde el inicio del protocolo hasta los tres últimos periodos de ejercicio de la prueba, cuando el aumento se hizo cada vez más pronunciado. En la gráfica inferior, las líneas de regresión de la relación sEMG amplitud vs. tiempo se muestran por separado para cada potencia durante la prueba. Como se puede ver, las líneas de regresión correspondientes a las cargas de trabajo bajas y medias eran prácticamente horizontales y solo para las últimas 3 etapas de potencia la pendiente de la línea de regresión se hizo significativa.

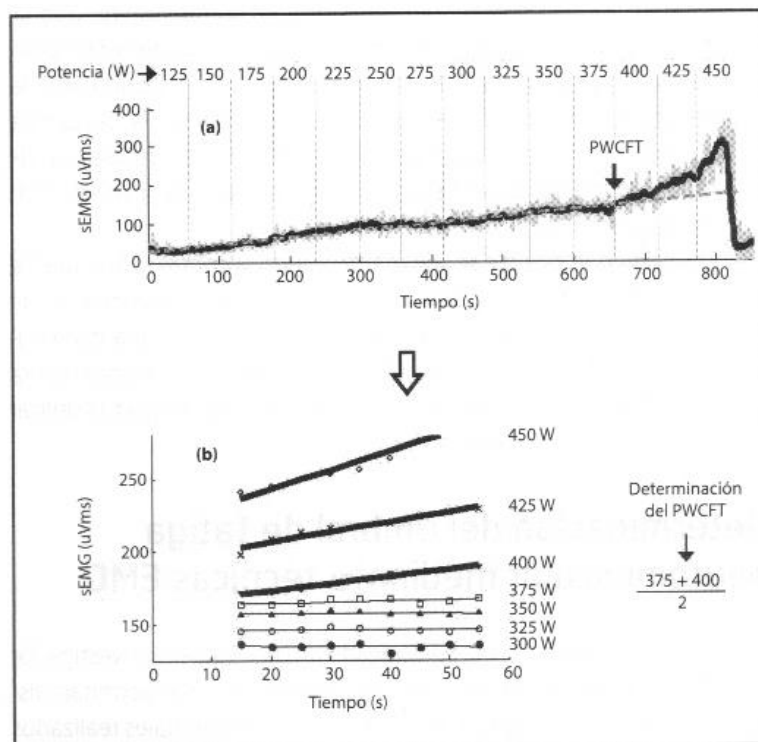


Figura 27 Ejemplo representativo del método para estimar  $PWC_{FT}$  a partir de un test incremental. (arriba) Gráfica del registro sEMG a lo largo del test (línea sólida representa la media cada 15 pedaladas). (abajo) Regresiones lineales correspondientes a cada escalón 1-min. En sólido las regresiones con pendiente significativa positiva.



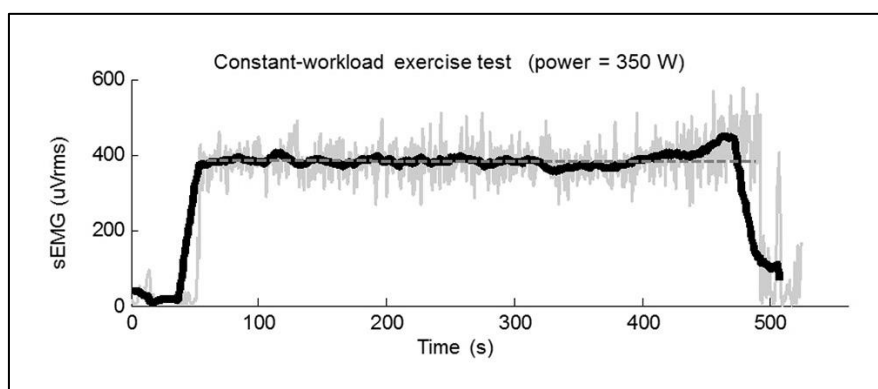
La Tabla 8 muestra las correlaciones entre la potencia correspondientes a OBLA, VT1, VT2 y PWC<sub>FT</sub>. Como se puede observar, el umbral de lactato no se relacionó significativamente con la VT1, VT2 y PWC<sub>FT</sub> ( $p > 0,05$ ). Sin embargo, PWC<sub>FT</sub> se correlacionó significativamente con la VT1 ( $r = 0,78$ ,  $p < 0,05$ ) y con VT2 ( $r = 0,85$ ,  $p < 0,05$ ). Los dos umbrales ventilatorios también se relacionan significativamente ( $r = 0,87$ ,  $p < 0,05$ ). La confiabilidad test-retest para  $\dot{V}O_2$  peak produjo un coeficiente de correlación intraclassa (ICC) de  $R = 0,95$ , sin diferencias significativas entre los valores de prueba y re-test.

*Tabla 8 Matriz de correlaciones para los umbrales de fatiga.*

Variables	OBLA(W)	VT1(W)	VT2(W)	PWC <sub>FT</sub> (W)
OBLA(W)	1,00			
VT1(W)	0,28	1,00		
VT2(W)	0,42	0,87 *	1,00	
PWC <sub>FT</sub> (W)	0,31	0,78 *	0,85 *	1,00

### 5.2.2 Variables metabólicas/ventilatorias y sEMG durante la prueba de trabajo constante

El análisis individual de la relación de amplitud-tiempo de sEMG reveló que, para la mayoría de los ciclistas (12 de 16), la amplitud de sEMG se mantuvo aproximadamente estable durante la mayor parte de la prueba ergométrica constante y experimentando un ligero aumento hacia el final de la misma Figura 36.



*Figura 36 Gráfica ejemplo sEMG del VL respecto al tiempo durante un test de carga constante. Línea sólida representa la media de 15 pedaladas.*

En 2 ciclistas, se observó una tendencia negativa en la amplitud sEMG en función del tiempo y en otros 2, la amplitud de la SEMG aumentó progresivamente a lo largo de la prueba.

El análisis grupal de la relación sEMG vs tiempo indicó que la amplitud de sEMG no se modificó durante la prueba de trabajo constante (Figura 379A).

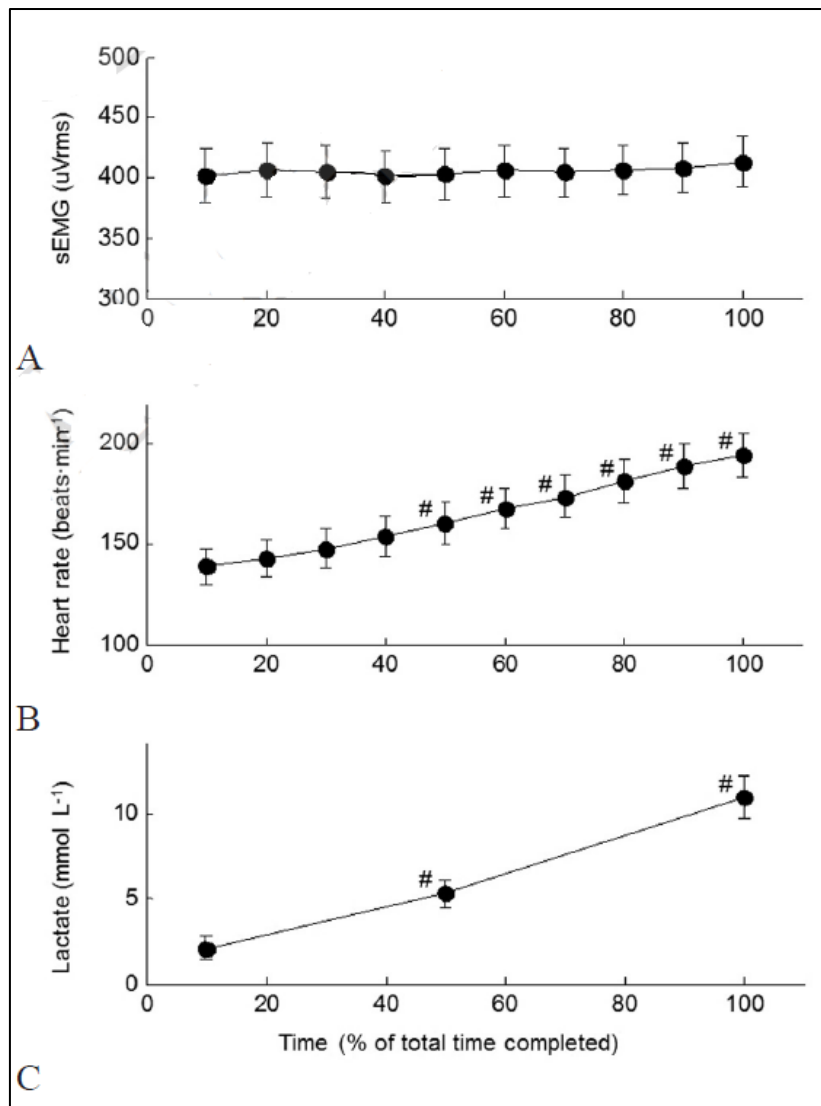


Figura 37. Análisis grupal (media±SEM) del test a carga constante al 100% del PWC<sub>FT</sub>. (A) Amplitud sEMG; (B) Frecuencia cardíaca; (C) Concentración de lactato. # Significativamente mayor que el valor correspondiente al 10% del tiempo de la prueba.

El ligero aumento de sEMG hacia el final de la prueba no alcanzó significación estadística y, de hecho, el coeficiente de pendiente de la amplitud de sEMG frente al porcentaje de tiempo normalizado fue cercano a cero. El tiempo medio hasta el agotamiento durante la prueba ergométrica constante se muestra en la Tabla 9. El análisis de la relación frecuencia cardíaca (FC)- respecto al tiempo mostró que la FC aumentaba progresivamente a lo largo de la prueba (Figura 37B), siendo este aumento significativo durante la segunda mitad de la misma ( $p < 0,05$ ).

Al final del test constante la FC fue aproximadamente la misma que la alcanzada durante la prueba incremental. El lactato sanguíneo también aumentó significativamente durante el ejercicio constante (Figura 37C). Los niveles de lactato al final de la prueba constante fueron ligeramente más bajos que los alcanzados en la prueba incremental (Tabla 9).

*Tabla 9 Resultado (media±SD) del test de carga constante (N=16), (%max) indican el porcentaje del valor con respecto al valor obtenido en el test incremental.*

<b>Variable</b>	<b>Test ergométrico de carga constante</b>
<b>Duración del test (s)</b>	513±54
<b>Potencia (W)</b>	372±27
<b>Amplitud sEMG al final del test (%max)</b>	72±5
<b>FC al final del test (%max)</b>	95±4
<b>Lactato en sangre al final del test (%max)</b>	93±5

### 5.3 Limitaciones del análisis espectral de SEMG para determinar el inicio

Los resultados fueron obtenidos tras el análisis del Test EMG. Los resultados de este test se han recogido y publicado en el siguiente artículo: Latasa, I., Cordova, A., Malanda, A., Navallas, J., Lavilla-Oiz, A., & Rodriguez-Falces, J. (2016). Limitations of spectral electromyographic analysis to determine the onset of neuromuscular fatigue threshold during incremental ergometer cycling. *Journal of sports science & medicine*, 15(1), 148.

#### 5.3.1 Cambios en los indicadores espectrales de SEMG durante la prueba de ciclismo interno.

El curso temporal de los indicadores espectrales de sEMG durante la prueba incremental varió entre los componentes del grupo de estudio (Figura 38). Podemos observar que los valores de F-median (representados en función del tiempo, varía para los sujetos individualmente. Identificamos dos tipos diferentes de comportamiento de los indicadores espectrales frente al tiempo. En el primer tipo, los indicadores mostraron una tendencia creciente durante el ejercicio. El análisis de regresión para la relación F-median vs tiempo aportó coeficientes de regresión lineal entre 0,1 y 0,9 Hz · min<sup>-1</sup> (Figura 38(b)). Se obtuvieron valores similares para la relación F-media vs tiempo. Este comportamiento se observó en la mitad de los participantes analizados. Para la otra mitad de los sujetos, F-mediana y F-media mostraron una tendencia decreciente en el transcurso de la prueba incremental. Los coeficientes de regresión lineal para la relación entre F-median y el tiempo oscilaron entre -0,3 y -0,9 Hz · min<sup>-1</sup> (Figura 38(b)), mientras que los de la relación F-mean vs tiempo estuvieron entre -0,1 y -0,9 Hz · min<sup>-1</sup>.

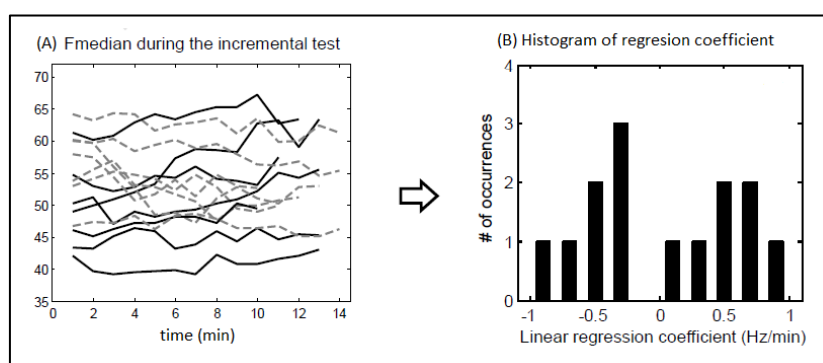


Figura 38 (A) Las líneas representan la F-mediana durante el test incremental de todos los sujetos, líneas sólidas sujetos con pendiente creciente, y rayadas con pendiente decreciente. (B) Histograma de las pendientes de regresión de la relación F-mediana vs tiempo.

Además, observamos que los cambios en los parámetros espectrales al aumentar la potencia no mostraron un comportamiento consistente, es decir, no cambiaron consistentemente en una dirección a lo largo de la prueba incremental.

Para analizar la relación entre los indicadores espectrales de sEMG y el tiempo desde el inicio del ejercicio hasta la potencia correspondiente al umbral ventilatorio

(donde se alcanza teóricamente el reclutamiento de la unidad motora completa), los ciclos de tiempo de F-mean se trazan hasta el umbral ventilatorio (Figura 39A). Como puede verse en la Figura 39C, para la mitad de los sujetos, F-median aumentó hasta VT, mientras que se observó una tendencia decreciente en la otra mitad. Se observaron resultados similares para F-mean.

El comportamiento de los indicadores espectrales de sEMG durante las últimas etapas (fatigantes) de la prueba incremental se analizó evaluando los cambios en F-median y F-mean desde la potencia correspondiente a VT hasta la salida de potencia más alta que se podría mantener (Figura 39B). Se puede ver que F-median cambió ligeramente para cargas de trabajo mayores que VT, se ve corroborado por los bajos coeficientes de correlación (Figura 39D). Además, hubo un mayor número de sujetos que mostraron una relación positiva entre el tiempo de F-median (9 de 14) y el VT a la potencia máxima.

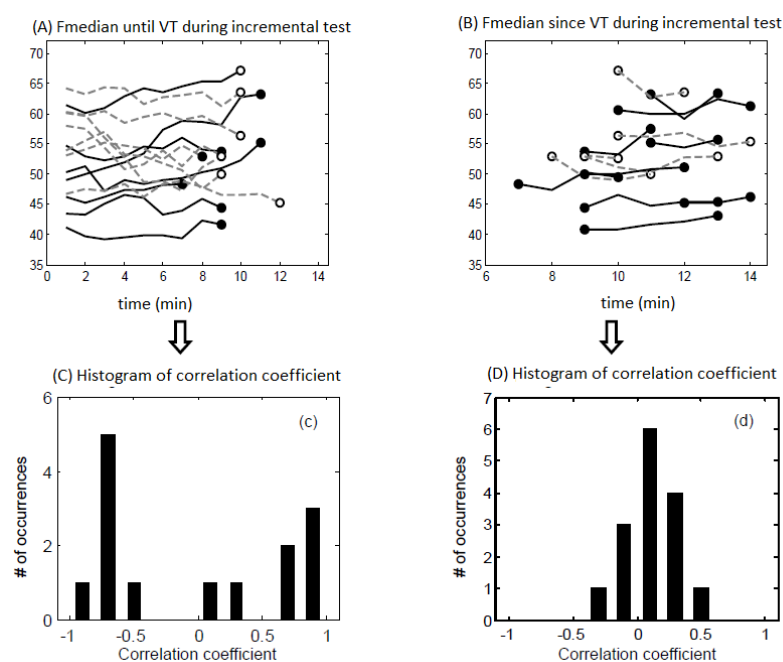


Figura 39 En los paneles superiores representación de F-median durante el test incremental, líneas sólidas pendiente positiva y rayadas pendiente negativa, (A) hasta alcanzar VT; (B) a partir de VT. Paneles inferiores, Histogramas de los coeficientes de la correlación de Pearson obtenidos de la relación F-media vs tiempo de (A) y (B).

### 5.3.2 Cambios en los indicadores espectrales de SEMG dentro de los períodos de ejercicio individual de la prueba incremental

El análisis de las pruebas individuales reveló que en 9 de los 14 sujetos hubo un predominio de los coeficientes de regresión de pendiente positivos de la relación a F-mean con respecto al tiempo en la prueba máxima (Tabla 10). Además, para los cinco sujetos en los cuales predominaban las relaciones negativas en el tiempo de F-mean, los coeficientes de pendiente asociados no alcanzaron significación estadística (Tabla 10).

Tabla 10 Coeficientes de las pendientes correspondientes (relación  $F_{mean}$  vs tiempo) de los últimos 5 periodos del test incremental para cada sujeto.

Coeficiente de la pendiente (Hz/s)					
Sujeto	Últimos 5 periodos	Últimos 4 periodos	Últimos 3 periodos	Últimos 2 periodos	Ultimo periodo
#1	0,069	0,032	0,088	0,017	0,025
#2	0,186	0,155	-0,088	0,022	0,145
#3	-0,124	-0,025	-0,098	-0,008	0,124
#4	0,087	0,034	0,192*	0,219*	0,257*
#5	0,017	0,108	0,207	0,028	-0,123
#6	-0,088	-0,032	0,067	-0,007	-0,013
#7	0,172	0,096	0,034	0,221*	0,187*
#8	-0,033	0,129	0,038	-0,007	0,016
#9	0,144	-0,126	-0,178	-0,002	-0,014
#10	0,093	0,139	0,144	-0,011	0,006
#11	0,066	-0,057	-0,124	-0,183	-0,083
#12	0,069	0,032	0,088	-0,017	0,025
#13	-0,097	-0,062	-0,143	0,008	-0,013
#14	-0,014	0,239*	0,135	0,116	0,192*

### 5.3.3 Relación entre umbral ventilatorio e indicadores espectrales de SEMG.

También se investigó la posible influencia de las variables ventilatorias en los indicadores espectrales de sEMG. La Figura 40 muestra la evolución temporal de  $F_{median}$  y el momento de aparición de los umbrales ventilatorios para dos sujetos.

En la Figura 40 podemos ver representaciones con comportamiento diferente, positiva (A) y (B) negativa. La  $F_{median}$  no mostró ningún cambio abrupto o punto de interrupción en la correspondencia con VT1 y/o VT2.

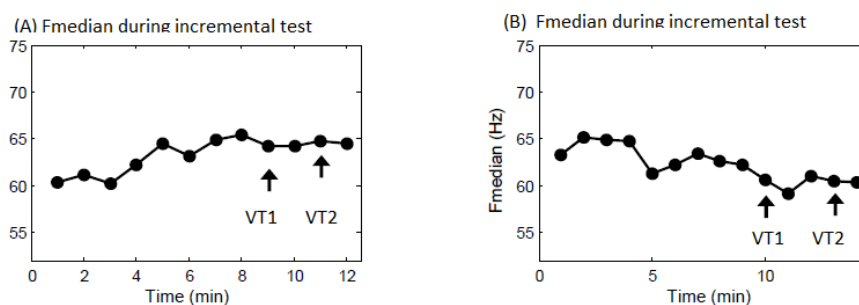


Figura 40 Representación de la  $F_{median}$  vs tiempo, y momentos de ocurrencia de los umbrales ventilatorios VT1 y VT2. Para dos sujetos (A) con pendiente positiva, (B) pendiente negativa.

## 5.4 Validez y fiabilidad para la detección de los umbrales aeróbicos y anaeróbicos a través de la electromiografía de superficie (sEMG)

Los resultados fueron obtenidos tras el análisis del Test EMG. Los resultados de este test se han recogido y publicado en el siguiente artículo IV. Latasa I, Cordova A, Quintana-Orti G., Lavilla-Oiz A, Navallas J, Rodriguez-Falces J. Evaluation of the Electromyography Test for the Analysis of the Aerobic-Anaerobic Transition in Elite Cyclists during Incremental Exercise

A continuación, se muestra la evolución temporal de la amplitud EMG durante la prueba incremental.

La Figura 41 muestra un ejemplo de respuesta EMG durante el ejercicio incremental. Como puede verse, existen tres líneas de regresión con diferentes pendientes que se ajustan a los puntos de datos, lo que permite la identificación de dos rupturas en la linealidad de la curva RMS (valor cuadrático medio) sEMG. Este patrón de dos umbrales EMG se observó en el 75% de los sujetos, para todos los músculos investigados, con  $EMG_{T1}$  y  $EMG_{T2}$ , respectivamente, alrededor del 70–80% y 90–95% de  $VO_2$  max. El segundo umbral,  $EMG_{T2}$ , se detectó en los 16 sujetos y en todos los músculos. Sin embargo, en el 20-25% de los casos no se pudo detectar  $EMG_{T1}$  en el VL, VM y BF, y si se identificó en el Gmax de todos los sujetos. Es destacable que el  $EMG_{T1}$  siempre se detectó en al menos dos de los músculos evaluados.

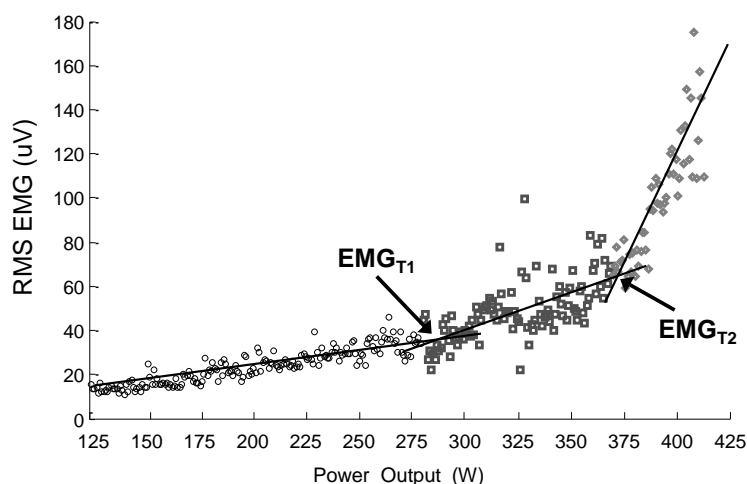


Figura 41 Ejemplo representativo de un registro electromiográfico de superficie (EMG) obtenido en un ciclista del vasto lateral durante la prueba incremental. Cada punto de datos representa el cuadrado medio de la raíz del EMG (RMS EMG), obtenido en intervalos de dos segundos. Los datos RMS EMG se ajustaron con tres líneas de regresión utilizando el método de regresión lineal de múltiples segmentos. Las intersecciones entre las líneas de regresión marcan las rupturas en la linealidad de la curva, lo que genera los umbrales primero ( $EMG_{T1}$ ) y segundo ( $EMG_{T2}$ ).

#### 5.4.1 Validez: comparación entre los umbrales ventilatorio y electromiográfico.

Los valores promedio de VT<sub>1</sub> y EMG<sub>T1</sub> expresados en W, VO<sub>2</sub> (ml/kg/min) y % VO<sub>2max</sub> para todos los músculos (Tabla 11) no mostraron diferencias significativas para los músculos VL, VM y BF. Sin embargo, para el músculo Gmax, las medias de EMG<sub>T1</sub> fueron significativamente mayores que las de VT<sub>1</sub> ( $p < 0,05$ ).

*Tabla 11. Valores medios de la potencia de salida (W), VO<sub>2</sub> y % VO<sub>2</sub> max obtenidos en el primer umbral electromiográfico (EMG<sub>T1</sub>) y en el primer umbral ventilatorio (VT1). Todos los valores se expresan como media ± SD. \* Diferencia significativa entre los valores medios en EMG<sub>T1</sub> y en VT1 ( $p < 0,05$ ).*

	VT1	EMG <sub>T1</sub>			
		Vastus Lateralis	Vastus Medialis	Biceps Femoris	Gluteus Maximus
<b>W</b>	278,2 ± 34,5	291,1 ± 44,3	294,0 ± 46,9	295,6 ± 47,3	300,8 ± 37,9 *
<b>VO<sub>2</sub> (ml/kg/min)</b>	51,5 ± 6,8	54,5 ± 6,9	55,7 ± 5,9	56,5 ± 8,0	57,8 ± 5,7 *
<b>% <math>\dot{V}O_2</math> max</b>	71,9 ± 9,4	76,1 ± 8,9	77,8 ± 9,5	78,9 ± 11,5	80,7 ± 6,1 *

La Tabla 12 muestra los valores promedio de VT<sub>2</sub> y EMG<sub>T2</sub> expresados en términos de W, VO<sub>2</sub> (ml/kg/min) y % VO<sub>2MAX</sub>. Para ninguno de los cuatro músculos hubo diferencias significativas entre las medias de EMG<sub>T2</sub> y VT<sub>2</sub> ( $p > 0,05$ ).

*Tabla 12 Valores medios de potencia de salida (W), VO<sub>2</sub> y % VO<sub>2</sub> max obtenidos en el segundo umbral electromiográfico (EMG<sub>T2</sub>) y en el segundo umbral de ventilación (VT2). Todos los valores se expresan como media ± SD.*

	VT2	EMG <sub>T2</sub>			
		Vastus Lateralis	Vastus Medialis	Biceps Femoris	Gluteus Maximus
<b>W</b>	383,5 ± 44,4	378,6 ± 24,5	372,2 ± 27,4	374,4 ± 31,6	379,8 ± 30,2
<b>VO<sub>2</sub> (ml/kg/min)</b>	65,6 ± 4,5	66,9 ± 3,5	65,8 ± 3,8	66,9 ± 4,8	67,2 ± 4,7
<b>% <math>\dot{V}O_2</math> max</b>	91,6 ± 8,3	93,5 ± 6,0	91,9 ± 6,0	93,4 ± 5,2	93,8 ± 4,9

Para examinar más a fondo la validez del método EMG, se aplicó el método Bland-Altman que evalúa el grado de concordancia entre los umbrales de EMG y los umbrales ventilatorios (Figura 42). Se puede observar que, para todos los músculos, el sesgo y el error del método de regresión multisegmento fue relativamente bajo. Hay que tener en cuenta que los niveles de concordancia fueron especialmente bajos para la comparación entre VT<sub>2</sub> y EMG<sub>T2</sub> [Figura 42b]. Además, para todas las comparaciones, al menos el 90% de los valores individuales se encontraban dentro de los límites.



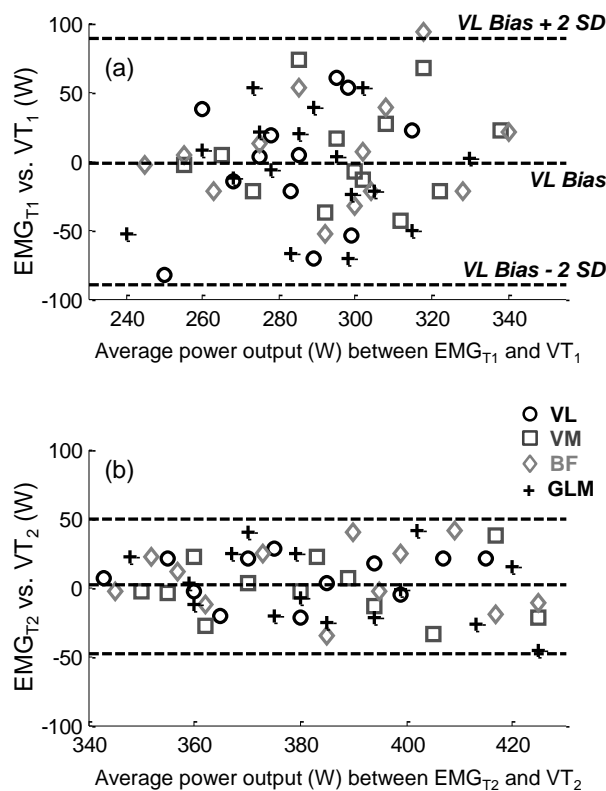


Figura 42 Análisis gráfico de los datos de salida de potencia (W) correspondientes a (a) el primer umbral electromiográfico ( $EMG_{T1}$ ) y el umbral ventilatorio ( $VT_1$ ), y (b) el segundo umbral electromiográfico ( $EMG_{T2}$ ) y el umbral ventilatorio ( $VT_2$ ), para el vasto lateral (VL), vasto medial (VM), bíceps femoral (BF) y glúteo máximo (Gmax).

#### 5.4.2 3.4 Correlación entre umbrales ventilatorio y electromiográfico.

En todos los músculos se encontró una correlación significativa entre la potencia (W) en  $VT_1$  y  $EMG_{T1}$  (Tabla 13). Del mismo modo, para todos los músculos, hubo una correlación significativa entre las potencias en  $VT_2$  y  $EMG_{T2}$  (Tabla 14).

Tabla 13 Correlaciones entre la potencia de salida (W) obtenida en el primer umbral electromiográfico ( $EMG_{T1}$ ) y en el primer umbral ventilatorio ( $VT_1$ ), y entre la potencia de salida obtenida en el segundo umbral electromiográfico ( $EMG_{T2}$ ) y en el segundo umbral ventilatorio ( $VT_2$ ).

\* Correlación significativa ( $p < 0,05$ ).

	<b><math>EMG_{T1}</math></b>			
	<i>Vastus Lateralis</i>	<i>Vastus Medialis</i>	<i>Biceps Femoris</i>	<i>Gluteus Maximus</i>
<b>VT1</b>	0,75 *	0,69 *	0,72 *	0,88 *
	<b><math>EMG_{T2}</math></b>			
	<i>Vastus Lateralis</i>	<i>Vastus Medialis</i>	<i>Biceps Femoris</i>	<i>Gluteus Maximus</i>
<b>VT2</b>	0,90 *	0,82 *	0,82 *	0,83 *

### 5.4.3 Fiabilidad

No se encontraron diferencias significativas entre los valores medios de  $EMG_{T1}$  o  $EMG_{T2}$  obtenidos en la primera y segunda pruebas ( $p < 0,05$ ). Los coeficientes de correlación intraclase (ICC) entre las mediciones repetidas fueron significativos ( $p < 0,05$ ) y altos (Tabla 14).

*Tabla 14 Fiabilidad de las mediciones de los umbrales electromiográficos  $EMG_{T1}$  y  $EMG_{T2}$*

		<b>Primer test</b>	<b>Segundo test</b>	<b>ICC</b>
<b>Vastus lateralis</b>	$EMG_{T1}$ (W)	289,2 ± 50,4	294,3 ± 47,8	0,85
	$EMG_{T2}$ (W)	375,2 ± 27,2	380,4 ± 31,6	0,87
<b>Vastus medialis</b>	$EMG_{T1}$ (W)	291,2 ± 27,0	295,4 ± 31,5	0,93
	$EMG_{T2}$ (W)	370,2 ± 25,9	374,4 ± 30,1	0,89
<b>Biceps femoris</b>	$EMG_{T1}$ (W)	293,2 ± 27,7	297,4 ± 31,5	0,93
	$EMG_{T2}$ (W)	371,2 ± 29,9	376,4 ± 28,1	0,86
<b>Gluteus maximus</b>	$EMG_{T1}$ (W)	298,2 ± 27,9	302,4 ± 31,2	0,96
	$EMG_{T2}$ (W)	377,2 ± 28,3	381,4 ± 27,7	0,91

# DISCUSSION

## 6 DISCUSIÓN

Durante el presente estudio se ha utilizado la electromiografía para analizar la fatiga neuromuscular de ciclistas tras un esfuerzo máximo y determinar además en qué momento se produjo su aparición. Se ha estudiado bajo distintos métodos de análisis, analizando si es viable su utilización en los test de esfuerzo incrementales de 1 minuto.

Lo más destacado de los análisis en los distintos ensayos ha sido acerca de la eficiencia del pedaleo en los ciclistas desde el punto de vista del conocimiento de los umbrales metabólicos, respiratorios y electromiográficos.

Un hecho relevante que observamos fue que, a lo largo de una prueba de esfuerzo incremental, se observó un aumento gradual en la amplitud de sEMG. Ello parece ser debido a dos estrategias que adopta el sistema neuromuscular para contrarrestar el desarrollo de la fatiga, basado en un reclutamiento progresivo de unidades motoras y un aumento de la tasa de descarga. Varios autores indican que los aumentos de la amplitud sEMG inducidos por la fatiga, podrían ser debidos a la acumulación de subproductos metabólicos derivados de la contracción muscular, es decir, lactato, iones de hidrógeno, potasio, etc.

La sEMG permite detectar el nivel de activación de la musculatura de cualquier músculo, a excepción de la musculatura profunda, donde se necesitan electrodos de aguja (intramusculares) y puede servir como método diagnóstico para valorar la fatiga muscular.

Gracias a la sEMG, se puede valorar el tiempo de activación de los músculos de las extremidades inferior durante el pedaleo, y analizar la influencia de determinados factores, como pueden ser la potencia ejercida, cadencia, nivel de entrenamiento, duración de la prueba y coordinación muscular.

La sEMG durante el test incremental 1-min, permite detectar la aparición de la fatiga muscular, bien de origen central o periférico. Para todos los sujetos y músculos analizados se produce un aumento de la amplitud de la señal a medida que el ciclista aumenta la potencia durante la prueba, y para la mayoría se han detectado cambios en la pendiente de aumento, tal y como se cita en la literatura [deVries et al. 1987] [Lucía et al. 1999].

Sin embargo, a pesar de la gran información que aporta la sEMG, recientemente nosotros hemos observado un comportamiento heterogéneo e irregular del registro de la señal sEMG superficial. Creemos que esto es debido fundamentalmente al efecto dependiente de la distancia del conductor, del volumen muscular, la diafonía, la cancelación, la longitud del músculo, 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 la frecuencia de la señal sEMG no disminuyeron significativamente en los últimos periodos de fatiga de una prueba incremental, como se había propuesto recientemente en la literatura [Camic et al. 2010].

De todos los cuatro músculos analizados, el comportamiento fue distinto entre ellos. Aunque los valores medios pueden ser similares y las correlaciones sean altas, dentro de un mismo sujeto el punto de aparición del umbral de fatiga neuromuscular

puede suceder en distinto momento. Tanto en el test incremental como en el test constante, los momentos en que se detectan la fatiga neuromuscular de cada uno de los músculos, en la mayoría de los sujetos llegan a ser distintos y comparando entre distintos sujetos se pueden producir en distinto orden.

Se comprobó que ambos vastos (VL y VM) trabajan de forma síncrona obteniéndose resultados similares. Teniendo en cuenta la fragilidad del registro electromiográfico de un músculo en movimiento que sufre sudoración, se recomienda el registro de ambos músculos, por si uno de ellos falla en la toma de datos [Ryan & Gregor 1992].

El Gmax es un músculo de gran importancia en la pedalada, la detección de los umbrales de fatiga en el Gmax ha sido el más exitoso del resto de los músculos analizados, debido a dos causas principales: 1) el registro del Gmax es menos frágil que el resto ya que apenas sufre desplazamientos, habiéndose completado correctamente todos los registros a los sujetos. 2) El Gmax y el resto de extensores de cadera, compensan la pérdida de fuerza de los extensores de rodilla, contribuyendo en mayor proporción en cargas altas [Dorel et al. 2009] [Ericson 1986] [Sanderson & Black 2003] y por tanto mayor rango de amplitud en cargas altas para la determinación de umbrales. La contribución tardía de la fuerza del Gmax, puede explicar la ocurrencia a mayores valores de carga de trabajo de la fatiga del Gmax respecto al resto de los músculos analizados.

Por último, las señales sEMG registradas para el BF, han sido las más irregulares de todos ellos, su justificación puede venir en que es un músculo que trabaja en la fase II del pedaleo, cerca del punto muerto inferior (PMI), en la zona de transición entre la extensión y flexión, la cual requiere gran coordinación y técnica para alcanzar el pedaleo perfecto, y no todos los ciclistas la consiguen [Sanderson & Black 2003].

## 6.1 Q-ring

Este estudio lo planteamos primeramente debido a que en la literatura numerosos autores indican que uno de los hechos fundamentales en el rendimiento del ciclista es la pedalada. De hecho, cada día son más las comunicaciones (no científicas) que tienden a promocionar el denominado "*pedaleo redondo*".

En este trabajo nos planteamos analizar el comportamiento fisiológico con la utilización de los dos tipos de platos diferentes (platos Q y platos convencionales o platos C). Por un lado, lo más destacado que hemos hallado fue que en la prueba incremental no se encontraron diferencias significativas en la producción de potencia máxima, en  $\dot{V}O_2$  max y en FC cuando se usan platos Q o platos C. Esto sugiere que los platos Q no aumentan el rendimiento de ciclismo. Además, en el transcurso de la prueba máxima, los niveles de producción de lactato fueron comparables para los platos Q y platos C, lo que implica que el coste metabólico asociado con el uso de platos Q es similar al asociado con el uso de platos convencionales.

Por otra parte, los niveles de lactato sanguíneo eran comparables para los platos C y los platos Q en las otras pruebas realizadas. Así, durante los sprints cortos

realizados después de la prueba incremental, no hubo diferencias estadísticas en la lactacidemia; en los cambios en el EMG y en la fuerza (W) siendo similares cuando se usaron platos C y platos Q. El beneficio teórico del diseño del plato Q se basa en el supuesto de que optimiza la forma en que se ejerce la fuerza a lo largo de la revolución del pedal-biela, pero no se transfiere en un efecto fisiológico más beneficioso.

Con respecto a las contracciones isométricas realizadas antes y después de la prueba incremental, los resultados fueron comparables para los platos Q y los platos C, lo que indica un mismo nivel de fatiga en ambas condiciones. Además, la disminución en la EMG producida por la prueba incremental de fatiga fue comparable para los platos Q y los platos C, lo que refuerza la visión de que los platos circulares y no circulares producen una fatiga similar.

Diversos autores han observado mejoras significativas utilizando el sistema Rotor en test anaeróbicos [Santalla et al. 2002] [Faria et al. 2005], en cuyo sistema se inspira el plato oval Q-ring. Con otros modelos de platos [Hue et al. 2001] demostraron mejora en el rendimiento en un test de laboratorio máximo utilizando platos excéntricos. Sin embargo, estudios de otros autores mostraron la falta de mejora de la eficiencia en el ciclismo utilizando cualquier tipo de plato no circular [Cullen et al. 1992] [Hull et al. 1992] [Ratel et al. 2004] [Belenet al. 2007].

Estas discordancias en los resultados pueden ser parcialmente explicadas por distintos aspectos metodológicos adoptados en dichos estudios, como pueden ser, la cadencia de pedaleo, el posicionamiento en la bicicleta, la posibilidad de uso de su propia bicicleta, etc. Dichos factores tienen un impacto importante en el rendimiento [Patterson & Moreno 1990] [Takaishi et al. 1998] [Passfield & Doust 2000] [Córdova et al. 2004] [Majerczak et al. 2008].

Por tanto, el diseño del plato oval, presentado aquí como "platos Q", no influyó significativamente en la respuesta fisiológica a una prueba de ejercicio incremental (potencia máxima de salida y  $VO_2$  max). Además, el costo metabólico asociado con el uso de platos Q fue similar al de los platos circulares convencionales. A la luz de los resultados, el tipo de plato utilizado por los ciclistas no condiciona su comportamiento fisiológico frente al ejercicio, y no se demuestra que el Plato Q mejore el rendimiento de los ciclistas.

## 6.2 Estimación de la fatiga neuromuscular

### 6.2.1 Comparación entre los umbrales de fatiga basados en sEMG y los umbrales metabólicos / ventilatorios

Durante el desarrollo de un test incremental, hemos observado un aumento gradual en la amplitud de sEMG, que como indican Bigland-Ritchie et al. [1983] es debido a las dos estrategias adoptadas por el sistema neuromuscular para contrarrestar el desarrollo de fatiga: un reclutamiento progresivo de unidades motoras adicionales y un aumento en la tasa de descarga.

Por otra parte, muchos autores indican que los aumentos en la actividad de la sEMG inducidos por la fatiga podrían deberse a la acumulación de subproductos metabólicos derivados de la contracción muscular. Se ha propuesto que estos metabolitos son responsables de las manifestaciones de fatiga muscular local, con pérdida de la excitabilidad de la membrana [Enoka et al. 1992] y deterioro del acoplamiento de excitación-contracción [Maclaren et al. 1989]. Sin embargo, los metabolitos específicos que subyacen a los cambios inducidos por la fatiga en la amplitud de la sEMG no han sido identificados claramente [Enoka et al. 1992]. Unos investigadores indican que la disminución del pH intracelular causada por la acumulación de lactato provoca la señal fisiológica que desencadena el reclutamiento de unidades motoras adicionales [Kaufman & Rybicki 1987, Woods et al. 1987]. De hecho, indican que la acumulación de lactato es el principal contribuyente a la fatiga relacionado con incrementos en la amplitud de sEMG.

Nosotros hemos observado que el  $PWC_{FT}$  era significativamente más alto que el OBLA, lo que indica que la concentración de lactato ya había comenzado a aumentar de forma no lineal antes de que se superara el punto de quiebre del sEMG. Además, no encontramos una correlación significativa entre la potencia correspondiente a  $PWC_{FT}$  y el OBLA. Por lo tanto, nuestros datos sugieren que, durante un test incremental, la acumulación de lactato puede no tener un efecto directo en el reclutamiento de unidades motoras adicionales y/o en la aparición de fatiga neuromuscular. Nuestros resultados respaldan los observados por Viitasalo et al. [1985], que no observaron tampoco asociaciones entre las curvas sEMG vs tiempo y el umbral anaeróbico (OBLA en nuestro estudio). Además, durante el test incremental, el umbral anaeróbico no se relacionó con la aparición de un punto de inflexión en la actividad de la sEMG.

Nuestros resultados mostraron también que la potencia correspondiente a  $PWC_{FT}$  es similar a VT2, pero significativamente más alta que VT1. Camic et al. [2010] encontraron que, cuando se aplicaba el método de Vries et al. usando etapas de 2 minutos, la potencia en  $PWC_{FT}$  y VT1 tenían valores comparables. Por lo tanto, una explicación para los altos valores de  $PWC_{FT}$  comunicados en nuestro estudio podría ser la corta duración de los períodos de ejercicio. De hecho, podría ser que con incrementos de 1 minuto sería necesaria una mayor carga de trabajo para inducir un aumento significativo en la amplitud de sEMG, en comparación con los períodos de ejercicio más largos.

Asimismo, en nuestros estudios hemos encontrado correlaciones estadísticamente significativas entre  $PWC_{FT}$  y los indicadores de ventilación (VT1 y VT2). Esta asociación positiva podría indicar que  $PWC_{FT}$  y los umbrales ventilatorios están vinculados a un mecanismo fisiológico común de fatiga. Uno de los posibles elementos relacionados con estos fenómenos podría ser el potasio [K<sup>+</sup>], ya que se ha demostrado que este metabolito cambia simultáneamente y en la misma dirección que las variables ventilatorias [McLoughlin et al. 1994]. Además, los niveles elevados de [K<sup>+</sup>] intersticial se han relacionado con signos de fatiga muscular periférica [Fortune et al. 2007] y, por lo tanto, un aumento de [K<sup>+</sup>] podría resultar en un aumento de la unidad descendente en el conjunto de motoneuronas necesario para el reclutamiento de unidades motoras adicionales.

Por lo tanto, una explicación aceptable para los altos valores de  $PWC_{FT}$  que nosotros hemos obtenido en este estudio podría ser la corta duración de los períodos de ejercicio. De hecho, podría ser que, con periodos de 1 minuto, sería necesaria una mayor carga de trabajo para inducir un aumento significativo en la amplitud de sEMG, en comparación con los períodos de ejercicio más largos.

### 6.2.2 Evaluación del modelo de deVries et al. basado en sEMG utilizando períodos de ejercicio de 1 minuto

En este test encontramos que, durante la prueba de trabajo constante realizada al 100% de  $PWC_{FT}$ , la FC y el lactato en sangre aumentaron progresiva y significativamente, mientras que la amplitud de la sEMG se mantuvo sin cambios. Además, observamos que la duración promedio del ejercicio de carga de trabajo constante fue de 8-9 minutos. En nuestro estudio, el  $PWC_{FT}$  se calculó aplicando el método deVries et al. utilizando períodos de ejercicio de 1 minuto (en lugar de los períodos de 2 minutos utilizados en el trabajo original de deVries et al. [1990]). Nuestros resultados mostraron que la amplitud de sEMG no aumentó significativamente durante el ejercicio de carga de trabajo constante al 100% de  $PWC_{FT}$ .

Cabe destacar que, en nuestros ciclistas, el 100% de  $PWC_{FT}$  correspondió al 91% de la potencia máxima calculada a partir de la prueba incremental. Esta alta intensidad de ejercicio fue pues encuadrada en el dominio de la intensidad del ejercicio máximo, como lo demuestra el hecho de que el test ergométrico de carga de trabajo constante podría mantenerse durante un corto período de tiempo (entre 8 y 9 minutos para la mayoría de los participantes). Estos tiempos tan reducidos de resistencia sugieren que la aplicación del modelo de deVries et al. con duraciones de 1 minuto de trabajo puede resultar en una sobreestimación del umbral de fatiga.

A la vista de los resultados, concluimos que las FC elevadas encontradas al final de la prueba de intensidad constante (entre 178 y 195) reflejan un alto nivel de fatiga en nuestros ciclistas. Mientras que los datos de la FC sugieren que el sistema cardiovascular se vio seriamente comprometido durante el test de trabajo constante. La falta de un aumento significativo en la amplitud de sEMG puede indicar que la fatiga neuromuscular del vasto lateral (según lo evaluado por sEMG) no fue un factor limitante en el rendimiento. Esto significa que los participantes alcanzaron el agotamiento volitivo antes de que el vasto lateral alcanzara un nivel crítico de fatiga, como lo demuestra la amplitud relativamente constante de sEMG.

Esta falta de correspondencia entre el corazón y los músculos de las piernas para la misma intensidad de ejercicio puede subyacer a la disociación entre los factores cardiovasculares (modulación de la FC) y neuromusculares (actividad muscular) implicados en la fatiga. En este sentido, nuestros resultados están de acuerdo con estudios previos que mostraron que el umbral de fatiga estimado a partir de la respuesta de la FC fue significativamente más bajo que el estimado a partir de la respuesta de la sEMG [Guffey et al. 2012] [Miller et al. 2004].

Una posible razón para las diferentes respuestas de las variables fisiológicas (FC y lactato sanguíneo) y neuromuscular (sEMG) durante el test de carga de trabajo constante es que, para ciclistas altamente entrenados, el inicio de la fatiga muscular



local cuantificable puede ocurrir a intensidades de ejercicio cercanas a la potencia máxima de salida.

En resumen, la aplicación del método  $PWC_{FT}$  propuesto por deVries et al. utilizando períodos de ejercicio de 1 minuto podría llevar a una sobreestimación del umbral de fatiga neuromuscular ( $PWC_{FT}$ ). Esta conclusión se deduce porque la FC y la concentración de lactato a  $PWC_{FT}$  aumentaron progresiva y significativamente durante el test constante realizado al 100% que además solo se mantuvo durante solo 8-9 minutos. Se sugiere que el umbral de fatiga neuromuscular no se puede estimar a partir de una prueba incremental con sesiones de trabajo de 1 minuto porque la duración de esta etapa no permite que la respuesta de la sEMG sea insuficiente.

### 6.3 Limitaciones del análisis electromiográfico espectral para determinar el inicio

El estudio de los indicadores espectrales dentro de los períodos de ejercicio individuales mostró que el comportamiento de F-mean y F-median con mayor intensidad de ejercicio variaba enormemente. El comportamiento de F-mean y F-median durante la prueba incremental mostró una alta heterogeneidad entre individuos.

El comportamiento inconsistente y la heterogeneidad de los indicadores espectrales con el aumento de la intensidad del ejercicio se pueden atribuir a varios factores, pero el fundamental es debido al efecto distorsionador introducido por el volumen muscular en el espectro de potencia sEMG. Otro factor que puede explicar el comportamiento irregular de F-median es el hecho de que las velocidades de conducción de los dos tipos de unidades motoras principales no son claramente distintas.

Otros factores que también podrían contribuir al comportamiento inconsistente de los índices espectrales y MCFV (contracción máxima voluntaria) son la interferencia y la cancelación. En el vasto lateral, podría ser que, a medida que aumenta la intensidad del ejercicio, las señales de interferencia de los músculos cercanos contaminen la señal sEMG, borrando así el aumento esperado en F-median con la carga de trabajo. La cancelación de la amplitud de sEMG se produce antes de que se rectifique la señal de interferencia y depende de muchos aspectos, incluido el nivel de excitación, la velocidad de descarga, la duración de los potenciales de acción y la velocidad de conducción [Farina et al. 2008].

Ni la F-mean ni la F-median aumentaron sistemáticamente durante la primera parte del test. De hecho, F-mean y F-median mostraron una dependencia positiva en la potencia de salida para solo la mitad de los sujetos. Además, la disminución en los indicadores espectrales observada en la otra mitad de los participantes no parece accidental [Gamet et al. 1993] [Jansen et al. 1997]. En conjunto, estos resultados sugieren que los cambios en los indicadores espectrales de la sEMG no son causados únicamente por alteraciones en la velocidad de conducción (como se explicó anteriormente), de acuerdo con los hallazgos recientes [Merlo et al. 2005] [Farina et al. 2007].

En nuestro estudio, el curso temporal de F-mean y F-median no mostró ningún cambio abrupto o punto de ruptura en la correspondencia con VT1 y VT2, lo que indica que los cambios en las variables ventilatorias no influyen en el espectro de potencia de la señal sEMG. Este resultado es interesante porque contradice la observaciones de Camic et al. [2010] quienes encontraron correlaciones positivas significativas entre las variables espectrales de sEMG y VT2. Para interpretar dicho resultado, los autores plantearon la hipótesis de que los cambios en las características espectrales y en los parámetros de ventilatorios deberían relacionarse con un mecanismo fisiológico común, como la acumulación de [K<sup>+</sup>] intersticial. Sin embargo, la falta de interacción entre los parámetros espectrales y los umbrales de fatiga ventilatoria reportados aquí sugiere que los centros respiratorios y las características de la sEMG probablemente estén relacionados con diferentes mecanismos de fatiga.

En resumen, en este estudio observamos que el comportamiento de los indicadores de sEMG específicos durante una prueba incremental es muy inconsistente y varía mucho entre los individuos. Tal comportamiento heterogéneo e irregular es más probable debido a varios factores que influyen en la generación de la señal sEMG, que incluye el efecto dependiente de la distancia del conductor del volumen muscular, la interferencia, la cancelación, la longitud muscular, la temperatura y la falta de distinción en el diámetro de la fibra a través de unidades motoras con diferentes umbrales de reclutamiento.

En conjunto, los hallazgos anteriores indican que las frecuencias de sEMG espectrales, evaluadas tanto durante las pruebas, no son medidas confiables del estado de fatiga del músculo durante el pedaleo y, por lo tanto, no permiten identificar el inicio de la fatiga neuromuscular en un ejercicio de ciclismo incremental de 1 min.

## 6.4 Validez y fiabilidad para la detección de los umbrales aeróbicos y anaeróbicos a través de la electromiografía de superficie (sEMG)

El método de regresión lineal multisegmento fue capaz de detectar una respuesta de dos umbrales a partir de las curvas de amplitud (RMS) de los registros sEMG de todos los músculos en el 75% de los participantes durante el test incremental de 1 minuto.

La amplitud de la sEMG podría aumentar debido a factores distintos al número y tipo de unidades motoras activas, como la ampliación del potencial de acción transmembrana [Dimitrova & Dimitrov 2002], interferencia e incluso cancelación de la señal [Farina et al.2004]. Por lo tanto, el reclutamiento de unidades motoras no es el único factor periférico que puede explicar los aumentos no lineales en la amplitud de la EMG.

Los dos puntos de interrupción,  $EMG_{T1}$  y  $EMG_{T2}$ , se detectaron en alrededor del 70–80% y 90–95% de  $VO_2$  max, respectivamente. Esto puede ser debido a que, durante

los períodos de ejercicio de mayor duración, los ajustes en la codificación de velocidad de la unidad motora pueden "retrasar" el reclutamiento de un número significativo de unidades motoras a intensidades relativas más altas de ejercicio. Específicamente, puede ser que con duraciones de escalones incrementales más largos la intensidad del ejercicio se mantenga a expensas de los cambios en la velocidad de descarga de la unidad motora y/o la sincronización, y en menor medida debido al reclutamiento de unidades motoras adicionales [Marsden et al. 1983]. Debido a esto, el gran reclutamiento de unidades motoras adicionales se retrasaría hasta que se alcanzasen mayores intensidades relativas de esfuerzo, lo que explicaría por qué los umbrales de sEMG se producen a porcentajes más altos de  $VO_2$  max. Alternativamente, se puede suponer que con duraciones de incrementos más largos la sensación de esfuerzo muscular aparece a intensidades relativas más altas, y por lo tanto la señal que desencadena los aumentos en la actividad neural se produce en un mayor porcentaje de  $VO_2$  max [Airaksinen et al. 1992].

Por otra parte, los dos puntos de interrupción de sEMG,  $EMG_{T1}$  y  $EMG_{T2}$ , ocurrieron a salidas de potencia similares a las de VT1 y VT2, respectivamente.

Esta correlación entre la sEMG y los umbrales ventilatorios podría deberse a la activación mejorada de los centros respiratorios provocada por la acumulación intramuscular de iones de  $K^+$  e  $H^+$ . De hecho, se ha sugerido que los aferentes musculares del grupo III-IV son sensibles a los cambios en la acidosis muscular y la concentración extracelular de  $K^+$  [Rotto & Kaufman 1988] [Darques et al.1998]. Se puede suponer que la ventilación muestra un primer punto de interrupción (VT1) cuando se produce un aumento abrupto en el número de unidades motoras activas ( $EMG_{T1}$ ) y un segundo punto de ruptura (VT2) que coincide con el cambio en el motor reclutamiento de unidades desde unidades motoras de contracción predominantemente lentas a unidades motoras de contracción rápida ( $EMG_{T2}$ ). [Vittasalo 1985] [Glass et al. 1998] [Lucía et al. 1999] [Hug et al. 2003a] [Jürimäe et al. 2007] [Camata et al. 2009] [Pereira et al. 2013].

## 6.5 Aplicación práctica

Debido a la naturaleza de la técnica de registro sEMG, éste se realiza de manera muy localizada y no invasiva sobre un único músculo del cuerpo. La sEMG permite conocer de manera muy precisa el tiempo de activación de los músculos de las extremidades inferiores durante el pedaleo. Permite además ver la influencia que determinados factores como la potencia de salida, cadencia de pedaleo, postura, interfaz (conjunto) calzado pedal y el nivel de entrenamiento pueden tener en el tiempo de activación, coordinación, y fatiga muscular.

Como desventajas tenemos que es un técnica frágil e inestable ante otros factores externos, lo que hace en muchos casos difícil de extrapolar de un único músculo un resultado general tanto de un solo sujeto como de un grupo de sujetos.

Sin embargo, tanto fisioterapeutas, entrenadores y especialistas en ciclismo podrán centrar su atención en una fase en particular del ciclo del pedaleo para analizar

un grupo de músculos específicos, lo que mejorará los protocolos de rendimiento y eficiencia sobre la bicicleta y evitar lesiones indeseadas.

# CONCLUSIONES

## 7 CONCLUSIONES

Las conclusiones de esta Tesis doctoral, son:

1. El diseño del plato oval (denominados Q) no influyó significativamente en la respuesta fisiológica a una prueba de ejercicio incremental. El costo metabólico asociado al uso de este tipo de platos fue similar al de los platos circulares convencionales. El tipo de plato utilizado por los ciclistas no condiciona su comportamiento fisiológico frente al ejercicio.
2. A partir del test incremental 1-min es posible determinar el umbral  $PWC_{FT}$ . Sin embargo, este umbral puede estar sobreestimado tras los resultados obtenidos en el test constante a 100%  $PWC_{FT}$ , en los cuales tanto la frecuencia cardíaca como la concentración de lactato se incrementan significativamente en menos de 10 minutos.
3. El análisis espectral de la señal sEMG durante el test incremental es inconsistente y varía considerablemente de un sujeto a otro. No se ha detectado decremento significativo de los índices espectrales sEMG en los últimos periodos del test incremental tal y como marca la literatura.
4. Es posible detectar en la curva de amplitud RMS de la señal sEMG, mediante el método de regresión lineal por multisegmentos, los dos umbrales neuromusculares en el 75% de los músculos analizados de todos los sujetos. Estos umbrales corresponden respectivamente con el primer y segundo umbral ventilatorio, por lo que este algoritmo es un método no invasivo válido para analizar las transiciones aeróbicas y anaeróbicas de cada músculo durante un test incremental 1 min.

# BIBLIOGRAFIA

## 8 BIBLIOGRAFÍA

Abbiss, CR, Laursen PB. (2005). Models to explain fatigue during prolonged endurance cycling. *Sports Med.* 35, 865-898.

Abbiss, C. R. P., Jeremiah J; Laursen, Paul B (2009). Optimal cadence selection during cycling. *Int SportMed J*, 10(1), 15.

Airaksinen, O, Remes, A, Kolari, PJ, Sihvonen, T, Hänninen, O, Penttilä, I. (1992). Real-time evaluation of anaerobic threshold with rms-EMG of working and nonworking muscles during incremental bicycle ergometer test. *Acupunct Electrother Res*, 17, 259-271.

Arnaud, S, Zattara-Hartmann, MC, Toméi, C, Jammes, Y. (1997). Correlation between muscle metabolism and changes in M-wave and surface electromyogram: Dynamic constant load leg exercise in untrained subjects. *Muscle Nerve* 20, 1197-1199.

Baum, BS, Li, L (2003). Lower extremity muscle activities during cycling are influenced by load and frequency. *J Electromyogr Kinesiol* 13, 181-190.

Blake, O M, Champoux, Y, Wakeling, JM (2012). Muscle coordination patterns for efficient cycling. *Med Sci Sports Exerc*, 44, 926-938.

Belen, L, Habrard, M, Micallef, JP, Le Gallais, D. (2007) The performance and efficiency of cycling with a carbon fiber eccentric chainring during incremental exercise. *J Sports Med Physical Fit* 47, 40-45.

Bigland-Ritchie, B, Woods, JJ. (1976). Integrated electromyogram and oxygen uptake during positive and negative work. *J Physiol*, 260, 267-277.

Bigland-Ritchie, B, Johansson, R, Lippold, O.C, Smith, S, Woods, JJ. (1983). Changes in motoneurone firing rates during sustained maximal voluntary contractions. *J physiol*, 340, 335-346.

Bini, R, Carpes, FP. *Biomechanics of cycling: Springer Switzerland* 2014

Bouissou, PH, Estrade, PY, Goubel, F, Guezennec, CY, Serrurier, B. (1989). Surface EMG power spectrum and intramuscular pH in human vastus lateralis muscle during dynamic exercise. *J Appl Physiol*, 67, 1245-1249.

Boyas, S, Guével, A. (2011). Neuromuscular fatigue in healthy muscle: underlying factors and adaptation mechanisms. *Ann Phys Rehabil Med*, 54, 88-108.

Burden, A, Bartlett, R. (1999). Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. *Med Eng Phys*, 21, 247-257.

Caballero, K, Duque, LM, Ceballos, S, Ramirez, JC, Peláez, A. (2002). Conceptos básicos para el análisis electromiográfico. *Ces Odontología*, 15, 41-50.

Calibix SL. Dispositivo de posicionamiento del sillín de una bicicleta. Patente ES2582128 T3 (09.09.2016) Patent WO2013079526 A1 (06.06.2013)



Camic, CL, Housh, TJ, Johnson, GO, Hendrix, CR, Zuniga, JM., Mielke, M, Schmidt, RJ. (2010). An EMG frequency-based test for estimating the neuromuscular fatigue threshold during cycle ergometry. *Eur J Appl Physiol*, 108, 337-345.

Camata, TV, Lacerda, TR, Altimari, LR, Bortoloti, H, Fontes, EB, Dantas, JL, Moraes, AC. (2009). Association between the electromyographic fatigue threshold and ventilatory threshold. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 49, 305-310.

Córdova A. *Fatiga muscular*. Ed. Síntesis. Madrid 1997

Córdova, A. *Fisiología dinámica*. Ed. Elsevier . Barcelona. 2003

Córdova, A, Martin, JF, Reyes, E, Alvarez-Mon, M. (2004) Protection against muscle damage in competitive sports players: the effect of the immunomodulator AM3. *J Sports Sci* 22, 827-833.

Cordova, A, Latasa, I, Seco, J, Villa, G, Rodriguez-Falces, J. (2014). Physiological Responses during Cycling With Oval Chainrings (Q-Ring) and Circular Chainrings. *J Sports Sci Med*, 13, 410-416.

Coyle EF, Martin WH, Ehsani AA, Hagberg JM, Bloomfield SA, Sinacore DR, et al (1983). Blood lactate threshold in some well-trained ischemic heart disease patients. *J Appl Physiol*, 54, 18–23.

Coyle, EF, Feltner, ME, Kautz, SA, Hamilton, MT, Montain, SJ, Baylor, A M, Petrek, GW. (1991). Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance. *Med Sci Sports Exerc*, 23, 93-107.

Cullen, LK, Andrew, K, Lair, M, Widger, MJ, Timson, BF. (1992) Efficiency of trained cyclists using circular and noncircular chainrings. *Int J Sports Med* 13, 264-269.

Darques, JL, Decherchi, P, Jammes, Y. (1998). Mechanisms of fatigue-induced activation of group IV muscle afferents: the roles played by lactic acid and inflammatory mediators. *Neurosc Lett*, 257, 109-112.

Dekerle, J, Baron, B, Dupont, L, Vanvelcenaher, J, Pelayo, P. (2003). Maximal lactate steady state, respiratory compensation threshold and critical power. *Eur J Appl Physiol*, 89, 281-288.

Dimitrova, NA, Dimitrov, GV. (2002). Amplitude-related characteristics of motor unit and M-wave potentials during fatigue. A simulation study using literature data on intracellular potential changes found in vitro. *J Electromyogr Kinesiol*, 12, 339-349.

Dorel, S, Couturier, A, Hug, F. (2008). Intra-session repeatability of lower limb muscles activation pattern during pedaling. *J Electromyogr Kinesiol*, 18, 857-865.

Dorel, S, Couturier, A, Hug, F. (2008). Intra-session repeatability of lower limb muscles activation pattern during pedaling. *J Electromyogr Kinesiol*, 18, 857-865.

Dorel, S, Drouet, JM, Couturier, A, Champoux, Y, Hug, F. (2009). Changes of pedaling technique and muscle coordination during an exhaustive exercise. *Med Sci Sports Exerc*, 41, 1277-1286.

Duc, S, Bertucci, W, Pernin, JN, Grappe, F. (2008). Muscular activity during uphill cycling: effect of slope, posture, hand grip position and constrained bicycle lateral sways. *J Electromyogr Kinesiol*, 18, 116-127.

Enoka, RM, Stuart, DG. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *J Appl Physiol* 72, 1631-1648.

Enoka, RM., Duchateau, J. (2016). Translating fatigue to human performance. *Med Sci Sports Exerc*, 48, 2228-2238

Ericson, M. (1986). On the biomechanics of cycling. A study of joint and muscle load during exercise on the bicycle ergometer. *Scan J Rehabil Med*, 16, 1-43.

Faria, EW, Parker, DL, Faria, IE. (2005). The science of cycling. *Sports Med*, 35, 285-312

Farina, D, Merletti, R, Enoka, RM. (2004). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *J Appl Physiol*, 96, 1486-1495.

Farina, D, Macaluso, A, Ferguson, RA, De Vito, G. (2004b) Effect of power, pedal rate, and force on average muscle fiber conduction velocity during cycling. *J Appl Physiol* 97, 2035-2041.

Farina, D, Ferguson, RA., Macaluso, A, De Vito, G. (2007) Correlation of average muscle fiber conduction velocity measured during cycling exercise with myosin heavy chain composition, lactate threshold, and VO<sub>2</sub>max. *J Electromyogr Kinesiol* 17, 393-400.

Farina, D, Cescon, C, Negro, F. and Enoka, RM. (2008) Amplitude cancellation of motor-unit action potentials in the surface electromyogram can be estimated with spike-triggered averaging. *J Neurophysiol* 100, 431-440.

Fernández, JM., Acevedo, RC., Tabernig, CB. (2007). Influencia de la fatiga muscular en la señal electromiográfica de músculos estimulados eléctricamente. *Revista EIA* 7, 111-119.

Fortune, E, Lowery, MM. (2007). The effect of extracellular potassium concentration on muscle fiber conduction velocity examined using model simulation. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE* (pp. 2726-2729). IEEE.

Gamet, D, Duchene, J, Garapon-Bar, C, Goubel, F. (1993) Surface electromyogram power spectrum in human quadriceps muscle during incremental exercise. *J Appl Physiol* 74, 2704-2710.

García Ferrando, M, Llopis, R. *Ideal democrático y bienestar social. Encuesta sobre los hábitos deportivos en España. CSD. MCD. 2010*

Glass, S. C., Knowlton, R. G., Sanjabi, P. B., Sullivan, J. J. (1998). Identifying the integrated electromyographic threshold using different muscles during incremental cycling exercise. *J Sports Med Phys Fit*, 38, 47-52.

Guffey, DR, Gervasi, BJ, Maes, AA, Malek, MH. (2012). Estimating electromyographic and heart rate fatigue thresholds from a single treadmill test. *Muscle Nerve*, 46, 577-581.

Gutiérrez-Rivas E, Jiménez Hernández MD, Pardo Fernández J, Romero Acebal M. *Manual de Electromiografía básica para neurólogos*. Ed. Ergón. Madrid 2013

Gregor, RJ, Conconi, F. *Ciclismo en carretera*. Ed Hispano Europea. Barcelona. 2012

Harriss, DJ, Atkinson, G. (2009). International Journal of Sports Medicine—ethical standards in sport and exercise science research. *Int J Sports Med*, 30, 701-702.

Castellote JM. (1989) Biomecánica de la extremidad inferior en el ciclista *Arch Med Dep* 3, . 233-238

Hautier, CA, Arsac, LM, Deghdegh, K, Souquet, J, Belli, A, Lacour, JR. (2000). Influence of fatigue on EMG/force ratio and cocontraction in cycling. *Med Sci Sports Exerc* 32), 839-843.

Helal, JN., Guezennec, CY, Goubel, F. (1987). The aerobic-anaerobic transition: re-examination of the threshold concept including an electromyographic approach. *Eur J Appl Physiol*, 56, 643-649.

Henderson, SC, Ellis, RW, Klimovitch, G, Brooks, GA. (1977). The effects of circular and elliptical chainwheels on steady-rate cycle ergometer work efficiency. . *Med Sci Sports Exerc*, 9, 202-207.

Hermens, HJ, Freriks, B, Merletti, R, Stegeman, D, Blok, J, Rau, G, Hägg, G. (1999). European recommendations for surface electromyography. *Roessingh Res Develop*, 8, 13-54.

Houtz, SJ, Fischer, FJ. (1959). An analysis of muscle action and joint excursion during exercise on a stationary bicycle. *JBJS*, 41, 123-131.

Hue, O, Galy, O, Hertogh, C, Casties, JF, Préfaut, C. (2001) Enhancing cycling performance using an eccentric chainring. . *Med Sci Sports Exerc* 33, 1006-1010.

Hug F, Faucher M, Kipson N, Jammes Y. (2003a). EMG signs of neuromuscular fatigue related to the ventilatory threshold during cycling exercise. *Clin Physiol Funct Imag.* 23, 208–214.

Hug, F, Laplaud, D, Savin, B, Grélot, L, (2003b). Occurrence of electromyographic and ventilatory thresholds in professional road cyclists. *Eur. J. Appl. Physiol.* 90, 643–646.

Hug, F, Bendahan, D, Le Fur, Y, Cozzone, PJ, Grelot, L. (2004). Heterogeneity of muscle recruitment pattern during pedaling in professional road cyclists: a magnetic resonance imaging and electromyography study. *Eur J Appl Physiol*, 92, 334-342.

Hug, F, Dorel, S. (2009). Electromyographic analysis of pedaling: a review. *J Electromyogr Kinesiol*, 19, 182-198.

Hull, ML, Williams, M, Williams K, Kautz, S. (1992) Physiological response to cycling with both circular and non-circular chainrings. *Med Sci Sports Exerc* 24, 1114-1122.

Jammes, Y, Arbogast, S, Faucher, M, Montmayeur, A, Tagliarini, F, Robinet, C. (2001). Interindividual variability of surface EMG changes during cycling exercise in healthy humans. *Clin Physiol* 21, 556-560.

Jansen, R, Ament, W, Verkerke, GJ, Hof, AL. (1997) Median power frequency of the surface electromyogram and blood lac-tate concentration in incremental cycle ergometry. *Eur J Appl Physiol* 75, 102-108.

Jorge, M, Hull, ML. (1986). Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling. *J Biomechanics*, 19, 683-694.

Jürimäe, J, von Duvillard, SP, Mäestu, J, Cicchella, A, Purge, P, Ruosi, S, Jürimäe, T, Hamra, J (2007). Aerobic-anaerobic transition intensity measured via EMG signals in athletes with different physical activity patterns. *Eur. J. Appl. Physiol.* 101, 341–346.

Kaufman, MP, Rybicki, KJ. (1987). Discharge properties of group III and IV muscle afferents: their responses to mechanical and metabolic stimuli. *Circulation Res*, 61, 60-65.

Kindermann, W, Simon, G, Keul, J. (1979). The significance of the aerobic-anaerobic transition for the determination of work load intensities during endurance training. *Eur J Appl Physiol*, 42, 25-34.

de Koning, JJ, Noordhof, DA., Lucia, A, Foster, C. (2012). Factors affecting gross efficiency in cycling. *Int J Sports Med*, 33, 880-885.

Konrad, P. *The ABC of EMG. A practical introduction to kinesiological electromyography*, Ed. Noraxon, Scotssdale (Arizona). 2005

Korff, T, Romer, LM, Mayhew, I, Martin, JC. (2007). Effect of pedaling technique on mechanical effectiveness and efficiency in cyclists. *Eur J Appl Physiol*, 39, 991-995.

Laplaud, D, Hug, F, Grélot, L. (2006). Reproducibility of eight lower limb muscles activity level in the course of an incremental pedaling exercise. *J Electromyogr Kinesiol*, 16, 158-166.

Lenti, M, De Vito, G, Sbriccoli, P, di Palumbo, AS, Sacchetti, M. (2010). Muscle fibre conduction velocity and cardiorespiratory response during incremental cycling exercise in young and older individuals with different training status. *J Electromyogr Kinesiol*, 20, 566-571.

Li, L, Caldwell, GE. (1998). Muscle coordination in cycling: effect of surface incline and posture. *J Appl Physiol*, 85, 927-934.

De Luca, CJ. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *J Electromyogr Kinesiol*, 13, 135-163.

Lucía, A, Sánchez, O, Carvajal, A, Chicharro, JL. (1999). Analysis of the aerobic-anaerobic transition in elite cyclists during incremental exercise with the use of electromyography. *Br J Sports Med*, 33, 178-185.

Lucia, A, Hoyos, J, Chicharro, JL. (2001). Preferred pedalling cadence in professional cycling. *Med Sci Sports Exerc*, 33, 1361-1366.

Lucia, A, Hoyos, J, PÉrez, M, Santalla, A, Chicharro, JL. (2002). Inverse relationship between VO<sub>2</sub>max and economy/efficiency in world-class cyclists. *Med Sci Sports Exerc*, 34, 2079-2084.

Lucia, A, Balmer, J, Davison, RCR, Pérez, M, Santalla, A, Smith, PM. (2004). Effects of the rotor pedalling system on the performance of trained cyclists during incremental and constant-load cycle-ergometer tests. *Int J Sports Med*, 25, 479-485.

Maclaren, DP, Gibson, H, Parry-Billings, M, Edwards, RH. (1989). A review of metabolic and physiological factors in fatigue. *Exerc Sport Sci Rev*, 17, 29-66.

Majerczak, J, Szkutnik, Z, Duda, K, Komorowska, M, Kolodziejski, L, Karasinski, J, Zoladz, JA. (2008) Effect of pedaling rates and myosin heavy chain composition in the vastus lateralis muscle on the power generating capability during incremental cycling in humans. *Physiol Res* 57, 873-884.

Marsden CD, Meadows JC, Merton PA. Muscular wisdom' that minimizes fatigue during prolonged effort in man: peak rates of motoneuron discharge and slowing of discharge during fatigue. In: Desmedt JE, ed. *Motor Control Mechanisms in Health and Disease*. New York: Raven; 1983. pp. 169–211

Marsh, AP, Martin, PE. (1995). The relationship between cadence and lower extremity EMG in cyclists and noncyclists. *Med Sci Sports Exerc*, 27, 217-225.

Martin, R, Hautier, C, Bedu, M. (2002). Effect of age and pedalling rate on cycling efficiency and internal power in humans. *Eur J Appl Physiol*, 86, 245-250.

Massó, N, Rey, F, Romero, D, Gual, G, Costa, L, Germán, A. (2010). Aplicacions de l'electromiografia de superfície a l'esport. *Apunts*. 45, 127-136.

McLoughlin, P, Popham, P, Linton, RA., Bruce, RC, Band, DM. (1994). Exercise-induced changes in plasma potassium and the ventilatory threshold in man. *J Appl Physiol*, 479, 139-147.

Merletti, R, Farina, D. (Eds.). *Surface Electromyography: Physiology, Engineering, and Applications*. Ed. John Wiley Sons. New York, 2016

Merlo, E, Pozzo, M, Antonutto, G, di Prampero, PE, Merletti, R, Farina, D. (2005) Time-frequency analysis and estimation of muscle fiber conduction velocity from surface EMG signals during explosive dynamic contractions. *J Neurosci Meth* 142, 267-274.

Miller, JM., Housh, TJ, Coburn, JW, Cramer, JT, Johnson, GO. (2004). A proposed test for determining physical working capacity at the oxygen consumption threshold (PWCVO<sub>2</sub>). *J Strength Cond Res*, 18, 618-624.

- Mirka, GA. (1991). The quantification of EMG normalization error. *Ergonomics*, 34, 343-352.
- Moseley, L, Jeukendrup, AE. (2001). The reliability of cycling efficiency. *Med Sci Sports Exerc*, 33, 621-627.
- Neptune, RR., Kautz, SA., Hull, ML. (1997). The effect of pedaling rate on coordination in cycling. *J Biomechanics*, 30, 1051-1058.
- Orr, GW, Green, HJ, Hughson, RL, Bennett, GW. (1982). A computer linear regression model to determine ventilatory anaerobic threshold. *J Appl Physiol*, 52, 1349-1352.
- Passfield, L, Doust JH. (2000) Changes in cycling efficiency and performance after endurance exercise. *Med Sci Sports Exerc* 32, 1935-1941.
- Patterson, RP, Moreno, MI. (1990) Bicycle pedaling forces as a function of pedaling rate and power output. *Med Sci Sports Exerc* 22, 512-516.
- Pereira, MCC, VDA.R., Bottaro, M, de Andrade, MM, Schwartz, FP, Martorelli, A, Carmo, JC. (2013). Relationship between ventilatory threshold and muscle fiber conduction velocity responses in trained cyclists. *J Electromyogr Kinesiol*, 23, 448-454.
- Ratel, S, Duche, P, Hautier, CA, Williams, CA, Bedu, M. (2004) Physiological responses during cycling with non-circular "Harmonic" and circular chainrings. *Eur J Appl Physiol* 91, 100-104.
- Rotto, DM., Kaufman, MP. (1988). Effect of metabolic products of muscular contraction on discharge of group III and IV afferents. *J Appl Physiol*, 64, 2306-2313.
- Ryan, MM, Gregor, RJ. (1992). EMG profiles of lower extremity muscles during cycling at constant workload and cadence. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2(2), 69-80.
- Sanderson, DJ, Black, A. (2003). The effect of prolonged cycling on pedal forces. *J Sports Sci*, 21, 191-199.
- Santalla, A, Manzano, JM, Perez, M, Lucía, A. (2002). A new pedaling design: the Rotor—effects on cycling performance. *Med Sci Sports Exerc*, 34, 1854-1858.
- Santalla, A, Earnest, CP, Marroyo, JA., Lucia, A. (2012). The Tour de France: an updated physiological review. *Int J Sports Physiol*, 7, 200-209.
- Sarre, G, Lepers, R, Maffiuletti, N, Millet, G, Martin, A. (2003). Influence of cycling cadence on neuromuscular activity of the knee extensors in humans. *Eur J Appl Physiol*, 88, 476-479.
- Sbriccoli, P, Sacchetti, M, Felici, F, Gizzi, L, Lenti, M, Scotto, A, De Vito, G. (2009). Non-invasive assessment of muscle fiber conduction velocity during an incremental maximal cycling test. *J Electromyogr Kinesiol*, 19, 380-386.

Sjödín B, Jacobs I (1981) Onset of blood lactate accumulation and marathon running performance. *Int J Sports Med*, 2, 23–26.

Subiela, J, Torres, SH, Herrera, A, Fernández, N, Alexander, P, Jimeno, F. (2007). Características musculares y potencia anaeróbica y aeróbica máximas en ciclistas de competición. *Arch Med Dep*, 24, 169-178

Strutzenberger, G, Wunsch, T, Kroell, J, Dastl, J, Schwameder, H. (2014). Effect of chainring ovality on joint power during cycling at different workloads and cadences. *Sports Biomech*, 13, 97-108.

Taylor, AD, Bronks, R. (1994). Electromyographic correlates of the transition from aerobic to anaerobic metabolism in treadmill running. *Eur J Appl Physiol*, 69, 508-515.

Takaishi, T, Yamamoto, T, Ono, T, Ito, T, Moritani, T. (1998) Neuromuscular, metabolic, and kinetic adaptations for skilled pedaling performance in cyclists. *Med Sci Sports Exerc* 30, 442-449.

Theurel, J, Crepin, M, Foissac, M, Temprado, JJ. (2012). Effects of different pedalling techniques on muscle fatigue and mechanical efficiency during prolonged cycling. *Scand J Med Sci Sports*, 22, 714-721.

deVries, HA, Moritani, T, Nagata, A, Magnussen, K. (1982). The relation between critical power and neuromuscular fatigue as estimated from electromyographic data. *Ergonomics*, 25, 783-791.

deVries, HA, Tichy, MW, Housh, TJ, Smyth, KD, Tichy, AM, Housh, DJ. (1987) A method for estimating physical working capacity at the fatigue threshold. *Ergonomics* 30:1195–1204.

deVries, HA., Housh, TJ, Johnson, GO, Evans, S.A., Tharp, GD, Housh, DJ, Hughes RA. (1990). Factors affecting the estimation of physical working capacity at the fatigue threshold. *Ergonomics*, 33, 25-33.

Viitasalo, JT, Luhtanen, P, Rahkila, P, Rusko, H. (1985). Electromyographic activity related to aerobic and anaerobic threshold in ergometer bicycling. *Acta Physiol Scand*, 124, 287-293.

Villarroya, MA. (2005) Electromiografía cinesiología. *Rehabil.* 39, 255-64.

Wasserman, K, McIlroy, MB. (1964). Detecting the threshold of anaerobic metabolism in cardiac patients during exercise. *Am. J. Cardiol.* 14, 844–852.

Wasserman, K, Whipp, BJ, Koys SN, Beaver, WL (1973) Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. *J Appl Physiol* 35:236–243.

Weltman, A, Snead, D, Stein, P, Seip, R, Schurrer, R, Rutt R, Weltman, J. (1990) Reliability and validity of a continuous incremental treadmill protocol for the determination of lactate threshold, fixed blood lactate concentrations, and VO<sub>2</sub>max. *Int J Sports Med*, 11, 26–32.

Woods, JJ, Furbush, F, Bigland-Ritchie, B. (1987). Evidence for a fatigue-induced reflex inhibition of motoneuron firing rates. *J Neurophysiol*, 58, 125-137.

Yang, JF, Winter, DA. (1983). Electromyography reliability in maximal and submaximal isometric contractions. *Arch Phys Medicine Rehabil*, 64, 417-420.

Yuhasz, MS.. *Manual of Physical Fitness*. Universidad de Western Ontario. 1974

Zamparo, P, Minetti, AE, di Prampero, PE. (2002). Mechanical efficiency of cycling with a new developed pedal–crank. *J Biomechanics*, 35, 1387-1398.



