



ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS
INDUSTRIALES Y DE TELECOMUNICACIÓN
Máster en Ingeniería Biomédica

Determinación de los umbrales ventilatorios,
metabólicos y electromiográficos durante un test de
esfuerzo incremental en ciclistas de élite

Iban Alexander Latasa Zudaire

Pamplona, Septiembre 2014

Supervisor de trabajo fin de máster:
Javier Rodríguez Falces (UPNA)

Índice:

| | | |
|-------|---|----|
| 1 | Resumen..... | 4 |
| 2 | Contexto | 5 |
| 3 | Objetivos | 6 |
| 4 | Fundamentos..... | 7 |
| 4.1 | Sistema motor | 7 |
| 4.2 | Músculo..... | 7 |
| 4.2.1 | Fibra muscular en músculo estriado | 7 |
| 4.2.2 | Vasto lateral y vasto medial | 8 |
| 4.2.3 | Glúteo mayor y bíceps femoral | 9 |
| 4.3 | Unidad motora | 10 |
| 4.3.1 | Tipos de unidades motoras | 11 |
| 4.4 | Contracción voluntaria | 12 |
| 4.5 | Fundamento de las señales biomédicas..... | 13 |
| 4.5.1 | Electromiograma | 13 |
| 4.6 | Registro de señales..... | 14 |
| 4.6.1 | Registro muscular superficial | 14 |
| 4.7 | Parámetros ergoespirométricos y metabólicos | 15 |
| 4.7.1 | Frecuencia cardiaca..... | 15 |
| 4.7.2 | Ventilación..... | 15 |
| 4.7.3 | Consumo máximo de oxígeno | 15 |
| 4.7.4 | Equivalentes ventilatorios..... | 16 |
| 4.7.5 | Umbral anaeróbico..... | 16 |
| 5 | Metodología | 17 |
| 5.1 | Material..... | 17 |
| 5.1.1 | Cicloergómetro..... | 17 |
| 5.1.2 | Pulsómetro | 17 |
| 5.1.3 | Analizador de gases..... | 18 |
| 5.1.4 | Analizador de Lactato..... | 19 |
| 5.1.5 | Acelerómetro de actividad..... | 19 |
| 5.1.6 | Amplificador EMG | 19 |
| 5.1.7 | Electrodos..... | 20 |
| 5.1.8 | Herramientas y software de análisis..... | 20 |
| 5.2 | Protocolo experimental..... | 22 |

| | | |
|-------|---|----|
| 5.2.1 | Sujetos..... | 22 |
| 5.2.2 | Sesión de familiarización..... | 22 |
| 5.2.3 | Posicionamiento de electrodos..... | 23 |
| 5.2.4 | Test incremental máximo..... | 24 |
| 6 | Análisis de datos..... | 26 |
| 6.1 | Análisis de fatiga a partir de señales electromiográficas de superficie | 26 |
| 6.1.1 | Determinación de umbral de fatiga en test incremental. Método tradicional - EMG ($sEMG_{FT}$)..... | 30 |
| 6.1.2 | Determinación de umbral de fatiga en test incremental. Método de ajuste con modelos de regresión..... | 33 |
| 7 | Análisis estadístico | 36 |
| 8 | Resultados..... | 37 |
| 8.1 | Parámetros antropométricos y fisiológicos | 37 |
| 8.2 | Umbrales ventilatorios y metabólicos..... | 37 |
| 8.3 | Umbrales de fatiga muscular método tradicional ($sEMG_{FT}$) | 38 |
| 8.3.1 | Relaciones entre los umbrales metabólicos, ventilatorios y $sEMG_{FT}$ | 38 |
| 8.4 | Umbrales de fatiga muscular método segmentos múltiples. | 39 |
| 8.4.1 | Relaciones entre los umbrales metabólicos y ventilatorios..... | 44 |
| 8.5 | Comparación entre los umbrales de fatiga muscular de ambos métodos | 46 |
| 9 | Discusión | 47 |
| 9.1 | Umbrales de fatiga sEMG basados en el método tradicional. | 47 |
| 9.2 | Umbrales calculados a partir del método de los segmentos múltiples | 47 |
| 9.3 | Comparativa entre los umbrales de fatiga obtenidos..... | 48 |
| 9.4 | Comparación entre músculos de la fiabilidad de cálculo..... | 48 |
| 10 | Conclusiones y líneas futuras | 50 |
| 10.1 | Conclusiones..... | 50 |
| 10.2 | Líneas futuras | 50 |
| 11 | Bibliografía | 51 |
| 12 | Glosario de términos..... | 53 |
| 13 | Lista de figuras y tablas | 54 |
| 13.1 | Lista de figuras..... | 54 |
| 13.2 | Lista de tablas..... | 55 |

1 Resumen

El objetivo de este trabajo es estimar el umbral de fatiga neuromuscular en los ciclistas de élite a partir de registros electromiográficos de superficie (sEMG). El nuevo método permite estimar el umbral ventilatorio anaeróbico y el punto de compensación respiratoria de modo independiente a partir del registro electromiográfico en un único test incremental con incrementos de 25 vatios cada minuto.

Se han diseñado y evaluado nuevos modelos de estimación de umbrales de fatiga neuromuscular en doce ciclistas de élite mediante un test incremental 1-minutos sobre un cicloergómetro.

Durante el test incremental máximo se han monitorizado distintos parámetros fisiológicos como son el pulso cardíaco, parámetros ergoespirométricos (ventilatorios), parámetros metabólicos (lactato en sangre) y señales electromiográficas de superficie de los músculos *vastus lateralis*, *vastus medialis*, *biceps femoris*, y *gluteus maximus*.

Este reconocido test incremental sirve para estimar las cargas de trabajo a partir de las cuales el sujeto entra en estado de fatiga fisiológica. En concreto se obtienen los umbrales ventilatorios y umbrales metabólicos.

Como punto más importante del proyecto, se han propuesto dos métodos para calcular el umbral de fatiga neuromuscular a partir de registros electromiográficos de superficie: una variación del método tradicional de *deVries* y el nuevo método de ajuste por segmentos múltiples. Ambos métodos estiman el umbral de fatiga analizando la amplitud de la señal electromiográfica respecto al tiempo.

Se ha encontrado que el umbral de fatiga electromiográfica (sEMG_{FT}) por el método tradicional está sobreestimado. El método de determinación por segmentos múltiples en el test incremental de 1-minuto determina dos umbrales para cada músculo: el primer umbral es similar con el umbral ventilatorio anaeróbico ($P > 0,05$) y el segundo se corresponde con el punto de compensación respiratoria ($P > 0,05$). Además se detectó que esto dos umbrales son distintos entre sí ($P < 0,05$) para todos los músculos analizados.

El presente proyecto ha demostrado que, aplicando técnicas de análisis adecuadas en los registros sEMG proporcionan una estimación precisa de los umbrales de fatiga fisiológicos del ciclista y por tanto pueden sustituir a los montajes experimentales más complejos, costosos, e incómodos que tradicionalmente se usan para determinar los parámetros fisiológicos del ciclista.

2 Contexto

El presente proyecto se engloba dentro del grupo de investigación de señal eléctrica de la Universidad Pública de Navarra. Una de las líneas de investigación de este grupo es la caracterización del sistema neuromuscular mediante métodos de estimulación eléctrica y contracción voluntaria. El presente proyecto constituye un estudio experimental dentro del proyecto “Estudio de los cambios neuromusculares, patrones de coordinación y grado de asimetría durante test incrementales y submaximales en ciclistas de alto nivel” dirigido por Dr. Alfredo Córdova, Catedrático de Fisiología del Departamento de Bioquímica, Biología Molecular y Fisiología de la Universidad de Valladolid.

Este trabajo fin de máster se encuadra dentro del máster Ingeniería Biomédica de la Universidad Pública de Navarra y aplica los conocimientos adquiridos en la asignatura de “Bioelectricidad”.

Con este proyecto se pretende realizar un análisis de señales electromiográficas. Para ello se realizarán experimentos sobre una muestra de 14 ciclistas de élite con la instrumentación biomédica disponible en el centro.

3 Objetivos

La bibliografía existente, únicamente estudia el umbral de fatiga neuromuscular sobre uno o dos músculos, y se realiza un test específicamente diseñado para ello sobre sujetos no especializados.

El objetivo este proyecto es estimar el umbral de fatiga neuromuscular en los ciclistas de élite a partir de registros electromiográficos de superficie mediante la realización de un test incremental 1-minuto, un test estandarizado para valorar el estado fisiológico de los ciclistas de élite.

Los sujetos realizarán un test incremental 1-minuto hasta el agotamiento y se registrará la actividad de 4 músculos característicos en la pedalada ciclista, Vasto Lateral, Vasto Medial, Biceps Femoral y Gluteo Mayor.

Para el cálculo de umbral de fatiga neuromuscular de cada músculo registrado se utilizarán dos técnicas de análisis:

- i. el método tradicional de *deVries*
- ii. el método de ajuste por segmentos múltiples.

El segundo objetivo de este proyecto es comparar la relación entre las cargas de trabajo de los umbrales calculados a partir los registros electromiográficos de los 4 músculos con:

- i. los umbrales metabólicos (punto de acumulación de lactato)
- ii. umbrales ventilatorios (umbral ventilatorio aeróbico, umbral ventilatorio anaeróbico y el punto de compensación respiratoria).
- iii. entre los umbrales de los 4 músculos entre sí.

4 Fundamentos

4.1 Sistema motor

El sistema motor del cuerpo humano es el encargado de generar el movimiento de las diferentes partes del cuerpo, traduciendo señales nerviosas en fuerza contráctil en los músculos. El sistema motor humano planifica, coordina y ejecuta todos los movimientos.

Cualquier movimiento requiere para su realización de la interacción de distintas estructuras del sistema nervioso motor. La organización de estas estructuras es jerárquica de forma que las órdenes parten de un nivel superior y llegan a niveles inferiores. El sistema motor engloba al sistema muscular que da movilidad y estabilidad al esqueleto y a la parte del sistema nervioso central encargada de inervar dichos músculos.

4.2 Músculo

El músculo es un tejido del cuerpo humano de naturaleza contráctil, es decir, caracterizado por su capacidad para contraerse y expandirse, por lo general en respuesta a un estímulo generado por el sistema nervioso.

Existen tres tipos de tejido muscular: liso, cardíaco y esquelético. El único tipo de músculo bajo control voluntario es el músculo formado por tejido estriado esquelético, que es el encargado del movimiento de los esqueletos axial y apendicular, y del mantenimiento de la postura o posición corporal.

El músculo esquelético está compuesto por fibras largas rodeadas de una membrana celular, el sarcolema. Los músculos esqueléticos se llaman músculos voluntarios, se hallan en parte bajo control consciente y por ello están inervados a partir del sistema nervioso central. La mayor parte de los músculos esqueléticos están unidos a zonas del esqueleto mediante inserciones de tejido conjuntivo llamadas tendones. Las contracciones del músculo esquelético permiten los movimientos de los distintos huesos y cartílagos del esqueleto. Los músculos esqueléticos forman la mayor parte de la masa corporal de los vertebrados. En la figura 1 se muestra la estructura del músculo esquelético o estriado.

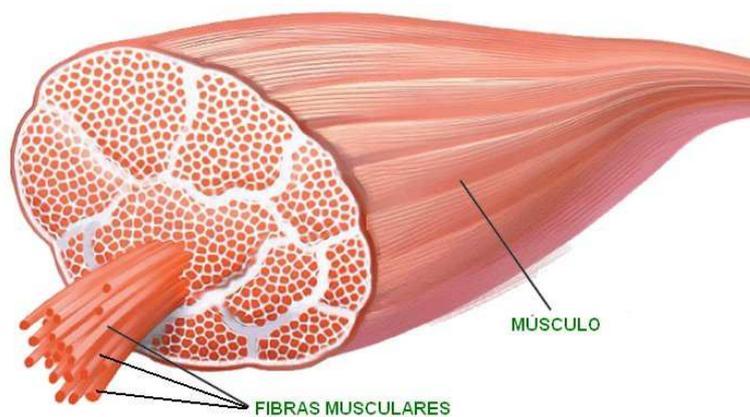


Figura 1. Músculo esquelético

4.2.1 Fibra muscular en músculo estriado

La fibra muscular es la unidad funcional y estructural del músculo. Tiene una estructura filiforme muy pequeña formada por proteínas complejas. Cada célula muscular o fibra

contiene varias miofibrillas, compuestas de miofilamentos de dos tipos, gruesos y delgados, que adoptan una disposición regular. Cada miofilamento grueso contiene varios cientos de moléculas de la proteína miosina. Los filamentos delgados contienen dos cadenas de la proteína actina. Las miofibrillas están formadas de hileras que alternan miofilamentos gruesos y delgados con sus extremos traslapados. Durante las contracciones musculares, estas hileras de filamentos interdigitadas se deslizan una sobre otra por medio de puentes cruzados que actúan como ruedas. La energía que requiere este movimiento procede de mitocondrias densas que rodean las miofibrillas. En la figura 2 se muestra un esquema de la composición de las fibras que componen un músculo estriado.

ORGANIZACIÓN DE LA FIBRA MUSCULAR

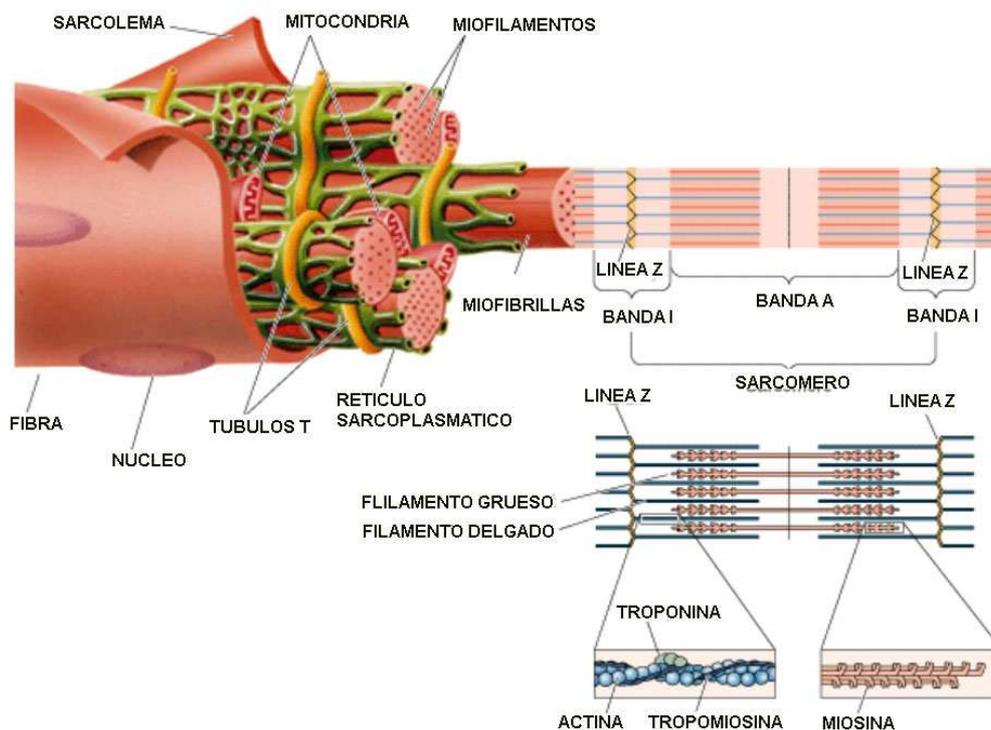


Figura 2. Estructura de la fibra muscular

4.2.2 Vasto lateral y vasto medial

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 3 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.

El músculo cuádriceps femoral recibe su nombre debido a que está formado por cuatro porciones bien diferenciadas: El músculo recto femoral, el músculo vasto medial, el músculo vasto lateral y el músculo vasto intermedio. Estas cuatro porciones de músculo convergen formando un tendón muy grueso llamado tendón del cuádriceps. Este tendón se inserta en la base y lados de la rótula, y después constituirá el ligamento.

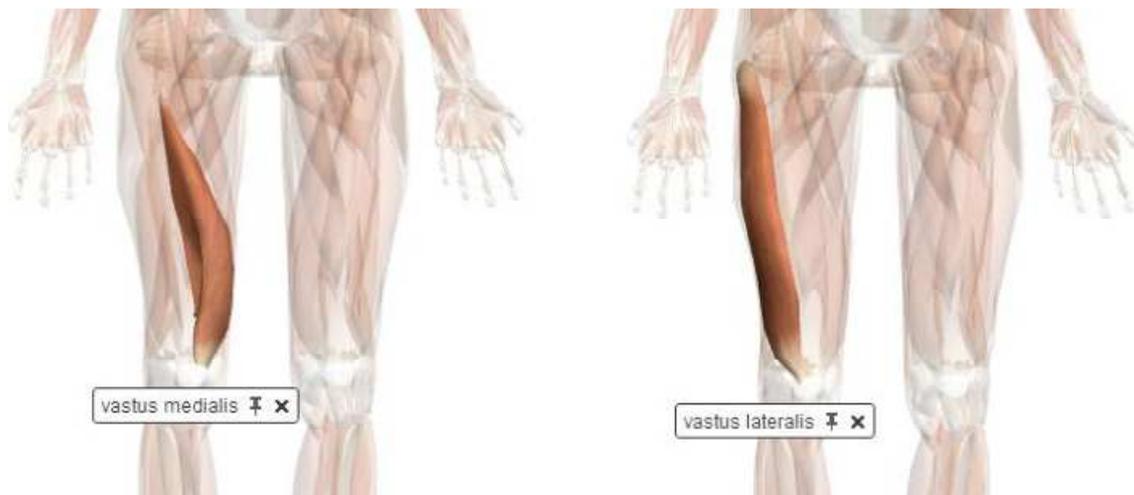


Figura 3. Vasto medial y lateral (ZygoteBodyTM)

El vasto lateral supone la porción más grande del músculo cuádriceps femoral, y está situado en la parte superficial del músculo. Nace en una amplia aponeurosis a los bordes anterior e inferior del trocánter. La aponeurosis (una variedad de tendón en forma de lámina aplanada) se extiende sobre casi tres cuartas partes de la extensión del músculo y de ella nacen una gran parte de las fibras del músculo. En la parte distal del vasto lateral (la más cercana a la rodilla) la aponeurosis se contrae y las fibras terminan en un tendón que acaba en el borde de la rótula fusionándose con los tendones del resto del cuádriceps.

El vasto medial nace de la mitad inferior del trocánter mayor del fémur, así como del labio interno de la línea áspera, la parte superior de la línea supracondilar interna, los tendones del aductor largo y del aductor mayor y del tabique intermuscular interno.

La contracción de vasto lateral y medial estabilizan la articulación de la rodilla y extienden la pierna, de una posición flexionada a una extendida. Este movimiento es contrapuesto a la acción realizada por las otras dos porciones del cuádriceps.

Las razones para elegir estos músculos como músculos de estudio son abundantes. La principal de ellas es que es un músculo fusiforme, es decir, las fibras musculares que recorren dichos músculos son paralelas, lo cual permite estudiar de forma sencilla parámetros como la velocidad de conducción. Otra razón es que son músculos largos, lo cual facilita la colocación de los electrodos de superficie.

Estos dos músculos muestran un incremento moderado y gradual de la actividad electromiográfica en función de la carga de trabajo.

4.2.3 Glúteo mayor y bíceps femoral

Es uno de los músculos más potentes del cuerpo humano y muy desarrollado en los potentes rodadores que mandan en las etapas llanas. Se inserta por arriba y adentro en el lado externo de la cresta ilíaca línea curva posterior del coxal, ligamento sacroilíaco posterior, aponeurosis lumbar, cresta del sacro y coxis y ligamento sacroilíaco mayor; por abajo y afuera (inserción distal) en el tracto iliotibial (la mayoría de las fibras) y algunas en la tuberosidad glútea del fémur, Permite la extensión de la cadera, que se suma a la de la rodilla.

El músculo bíceps femoral es un músculo de la zona externa en la región posterior externa del muslo. Forma parte del compartimento posterior compuesto denominados, músculos de la corva junto con el semitendinoso y semimenbranoso.



Figura 4. Biceps femoral y Gluteo mayor (ZygotBodyTM)

4.3 Unidad motora

Una unidad motora (UM) está compuesta por una neurona motora y el conjunto de fibras musculares que inerva dicha neurona a través del axón (figura 5). La señal se genera en la corteza cerebral motora, llega a neuronas motoras situadas en el tronco encefálico y por último llega a la médula espinal donde se encuentran las neuronas motoras que forman la unidad motora.

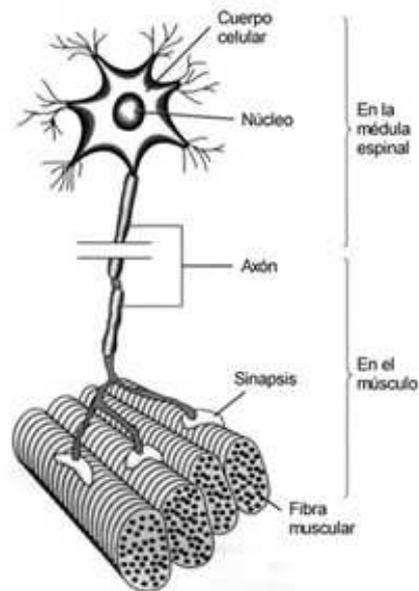


Figura 5. Esquema de una unidad motora

La neurona motora se encuentra en situada en la médula espinal. A su vez la medula espinal se encuentra dentro de la corteza espinal, protegida por las vértebras (figura 6). Desde cada vértebra salen los nervios raquídeos o nervios espinales que distribuyen axones tanto motores como sensoriales al resto del cuerpo humano (figura 6).

Los axones son prolongaciones de las neuronas, especializadas en la conducción del impulso nervioso. Los axones motores transmiten el impulso a un conjunto de fibras musculares.

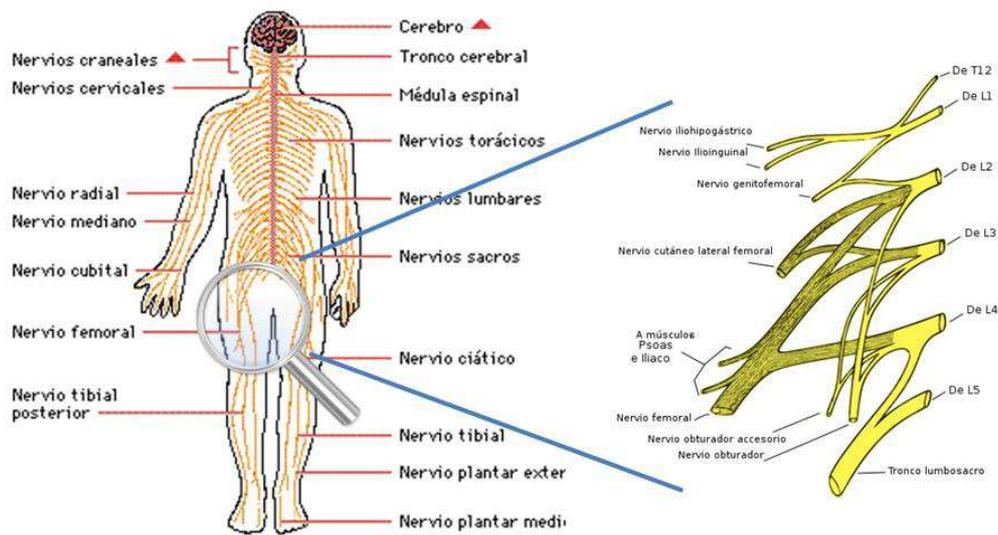


Figura 6. Sistema nervioso y partes del Plexo Lumbar

4.3.1 Tipos de unidades motoras

Las unidades motoras poseen un amplio rango de propiedades y son clasificadas generalmente en grupos atendiendo a sus propiedades comunes. La clasificación se hace en 4 grupos distintos según el factor común. La división se hace según factores fisiológicos, bioquímicos, inmunohistoquímicos y por su proporción génica de miosinas.

La única división cuyo análisis es interesante para la comprensión de este proyecto es la componente bioquímica que distingue dos tipos de UMs denominados tipo I y tipo II (Fig. 7).

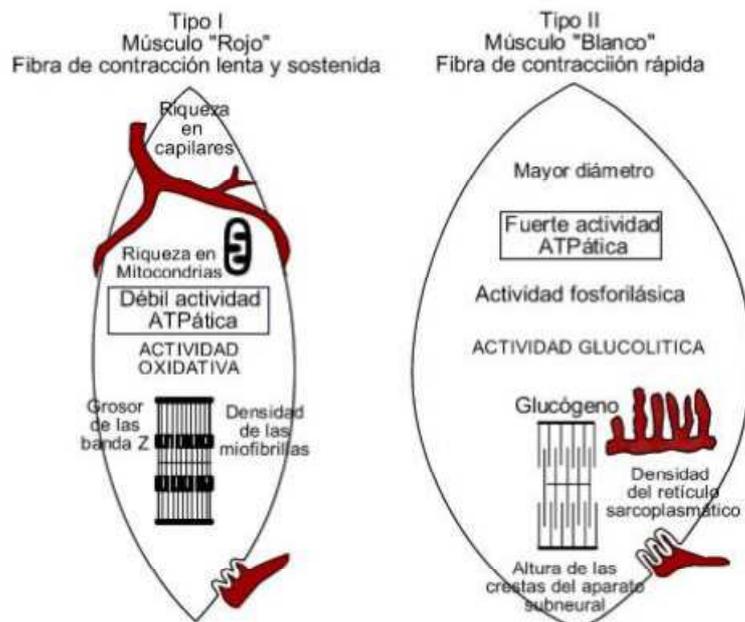


Figura 7. Fibras de UMs de tipo I y tipo II

Las de **tipo I** se caracterizan por seguir un proceso oxidativo lento. Las fibras de este tipo de UM son fibras de contracción lenta. La energía se obtiene fundamentalmente por vía aeróbica, debido a la abundancia de mitocondrias y la capacidad de almacenamiento de oxígeno que le confiere la mioglobina. La lentitud de la contracción es causada por el reducido número de elementos contráctiles (miofibrillas) en relación con la masa de elementos pasivos o elásticos, cuya resistencia debe ser vencida antes de que se produzca la contracción. Son, por el contrario, fibras que no se fatigan fácilmente por dos razones: En primer lugar obtienen gran cantidad de energía por unidad de materia consumida y poseen abundante reserva energética. En segundo lugar, en el proceso de combustión la cantidad de productos residuales producidos es baja.

Las UMs de **tipos II** se dividen a su vez en tres subtipos (IIa, IIb y Ili). Todas ellas se caracterizan por seguir un proceso oxidativo (predominante en tipo IIa) y de glucólisis (predominante en tipo IIb) rápido. Las fibras que las componen se caracterizan por la abundancia de miofibrillas que ocupan la casi totalidad del sarcoplasma. Este es muy escaso y también su contenido en mioglobina y en mitocondrias. Presenta un almacenamiento de carbohidratos en forma de glucógeno. Este tipo de fibras poseen una concentración muy alta de elementos contráctiles en relación con los pasivos, lo cual las convierte en fibras de contracción rápida.

4.4 Contracción voluntaria

Una contracción voluntaria 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.

Un músculo esquelético consta de varias unidades motoras, las cuales a su vez constan de numerosas fibras enervadas por el axón terminal de una sola motoneurona α . **La contracción voluntaria** y controlada de estos músculos **se ejecuta modulando el número de UMs reclutadas y la velocidad de disparo de las motoneuronas**. Estos dos factores son determinados por la actividad sináptica celular de la motoneurona, esta actividad depende a su vez de la actividad de células de jerarquías más altas.

En la figura 8 se muestra el mecanismo de contracción voluntario desde el cerebro.

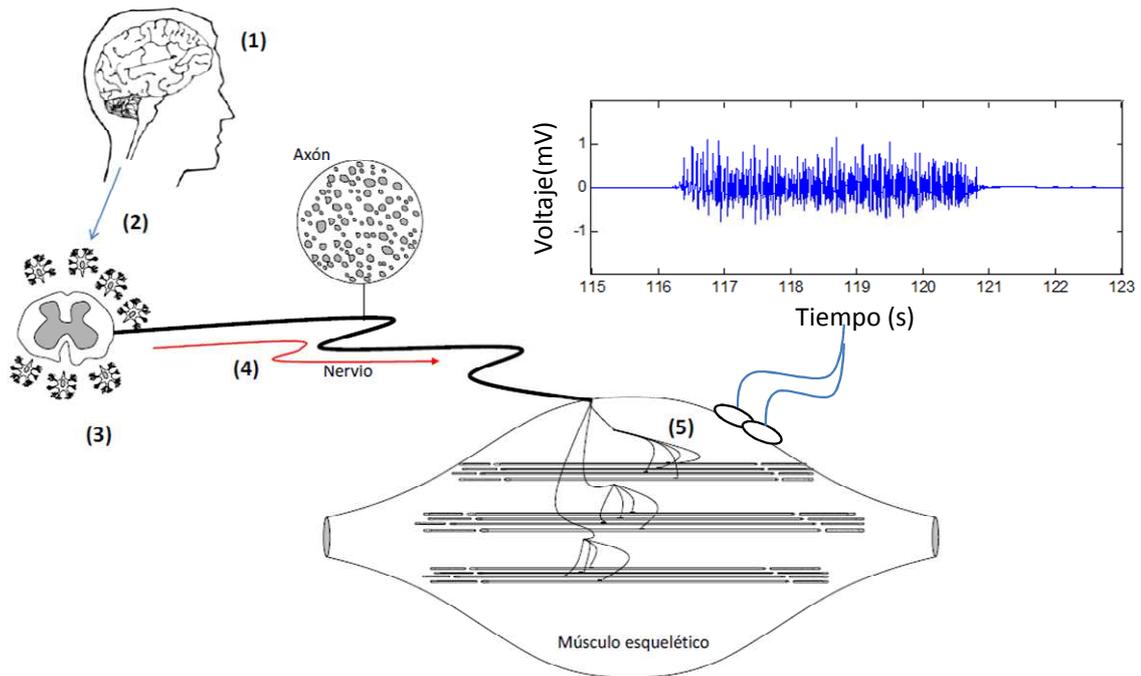


Figura 8. Esquema de una contracción voluntaria, en el sistema nervioso

4.5 Fundamento de las señales biomédicas

Existen múltiples tipos de señales biomédicas: Señales bioacústicas, biomagnéticas, bioeléctricas, bioópticas, biomecánicas o de bioimpedancia. El estudio de este proyecto se centra en las señales bioeléctricas. La fuente de estas señales son las variaciones del potencial existente en la membrana celular. Las señales bioeléctricas se clasifican según su naturaleza y características, algunas de las más conocidas son el electrocardiograma ECG, el electroencefalograma EEG o el electromiograma EMG. En este proyecto el estudio se centra únicamente en técnicas EMG.

4.5.1 Electromiograma

El **electromiograma EMG** es el registro de la actividad eléctrica asociada a los músculos esqueléticos. Proporciona información sobre el estado fisiológico de los músculos y de los nervios que los activan. El EMG permite la localización de lesiones, que pueden estar en el encéfalo, la médula espinal, el axón, la unión neuromuscular o las propias fibras musculares.

Cuando el electromiograma se obtiene a través de electrodos de superficie (véase 5.1.7) se le denomina **sEMG (EMG de superficie)**. La señal **sEMG** representa el **sumatorio de los potenciales de acción de todas las fibras musculares que pasan a través de la zona de registro de un electrodo de superficie**.

La actividad registrada en un EMG puede venir de células activadas voluntariamente o de forma eléctrica. A las señales evocadas a través de estímulos eléctricos se les denomina M-wave, al resto llamaremos señales sEMG o EMG a lo largo de este proyecto.

4.6 Registro de señales

Las principales señales de estudio en este proyecto serán la señal electromiográfica voluntaria (EMG) relacionada con la técnica del pedaleo.

Este estudio fundamentalmente se centrará fundamentalmente en el registro mediante electrodos de superficie (sEMG) de las señales EMG sobre ciclistas pedaleando sobre la bicicleta.

El registro de señales mioeléctricas se puede realizar de dos maneras distintas: con electrodos de superficie o registro intramuscular (no se utilizará en este proyecto).

4.6.1 Registro muscular superficial

Los electrodos de superficie son el método más común de medida. Debido a que no son invasivos los experimentos pueden ser llevados a cabo por otras personas a parte de médicos, sin riesgo hacia el sujeto.

La elección y colocación óptima del electrodo se deja para un apartado siguiente (véase 6.2), en este apartado se introduce brevemente a la captación de señales EMG mediante electrodos de superficie.

La transferencia de corriente eléctrica en tejido vivo es efectuada mediante el movimiento de iones a través del electrolito. Los electrodos de superficie son usados para medir la diferencia de potencial causada por esta migración de iones.

Normalmente los electrodos de metal están en contacto directo con un electrolito en la forma de pasta o gel. Cuando el metal se pone en contacto con el electrolito, los iones de dicho metal tienen la tendencia de entrar en la solución, dejando uno o más electrones. Los iones de esta solución se combinan en la superficie metálica, como resultado de estas reacciones se crea una agrupación específica de carga eléctrica.

Los electrodos de superficie en contacto con la piel presentan 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, ofreciendo **menos resolución que los electrodos de aguja**. Las componentes espectrales obtenidas están fuertemente relacionadas con la distancia de entre las fibras musculares activas y el punto de detección del electrodo.

Los potenciales eléctricos registrados en las fibras de dimensiones finitas tienen dos componentes principales denominados propagantes y no propagantes. La componente propagante es la que se registra conforme el potencial de acción se propaga por la fibra, es decir en dirección a la rótula. La 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 rótula (y del tendón rotuliano), siempre aparecen ambos componentes. Este hecho es más crítico en músculos largos como los del presente proyecto, donde ambas componentes son comparables en magnitud. Este efecto podría llevar a preguntarnos si los estudios sobre estos músculos serían válidos para músculos más cortos.

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 tiene 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: afeitar el pelo de la zona de estudio y limpiar la piel de células muertas.

4.7 Parámetros ergoespirométricos y metabólicos

Durante la prueba de esfuerzo máxima en laboratorio realizada a los ciclistas se obtendrán y medirán los siguientes parámetros: Frecuencia cardiaca, ventilación, valores de lactato en sangre, consumo máximo de oxígeno, equivalentes ventilatorios de oxígeno y CO₂, umbrales ergoespirométricos:

4.7.1 Frecuencia cardiaca

Clásicamente se conoce la existencia de una relación lineal entre los valores de la frecuencia cardiaca y el consumo de oxígeno con respecto al aumento de las cargas de trabajo[1].

La relación lineal se mantiene hasta frecuencias cardiacas submáximas, alrededor de 170 p.p.m. Alcanzar la frecuencia cardiaca máxima teórica es un criterio de maximalidad de la prueba de esfuerzo. Existen múltiples métodos para estimar la frecuencia cardiaca máxima en función de la edad. El más empleado es estimar la frecuencia máxima como la diferencia entre 220 y la edad del sujeto en años. No obstante hay que tener en cuenta que este es un valor promedio y que los valores individuales pueden variar considerablemente [2].

4.7.2 Ventilación

Es el parámetro respiratorio más importante con respecto a la actividad física. Durante una prueba de esfuerzo incremental la ventilación aumenta linealmente con respecto al oxígeno consumido (VO₂) hasta alcanzar un consumo de oxígeno determinado [3]. En un consumo de oxígeno determinado se observa una pérdida de linealidad de la ventilación en su aumento con respecto al VO₂, coincidente con el concepto de umbral ventilatorio [4]. Si el nivel de esfuerzo es muy intenso, la ventilación experimenta un nuevo cambio de pendiente, reflejando una compensación respiratoria a la acidosis metabólica generada por el ejercicio [5]-[6].

4.7.3 Consumo máximo de oxígeno

Se define como la cantidad máxima de volumen de oxígeno que un individuo puede absorber, transportar y consumir en un tiempo determinado durante la realización de esfuerzos máximos. Es un indicador del metabolismo aeróbico y puede expresarse en valores absolutos: mililitros de oxígeno consumidos por minuto o relativos referidos al peso del sujeto: mililitros de oxígeno consumidos por minuto y por kilogramo de peso corporal.[2] [7] [8][2].

El consumo máximo de oxígeno depende de varios factores como son la dotación genética, la edad, el sexo, el peso y el grado de entrenamiento.[2][9].

Existen datos objetivos que nos pueden indicar que el ciclista ha alcanzado su consumo máximo de oxígeno. A continuación se describen los más importantes:

1. Presencia de una meseta en la curva incremental del V_O₂ máx, de manera que aunque aumente la carga de trabajo no aumenta el V_O₂ máx o bien que el aumento del mismo sea inferior a 150 ml.mn⁻¹ en dos estadios sucesivos de aumento de la carga de trabajo para test incrementales [7].

2. Alcanzar una concentración plasmática de ácido láctico de 8 mmol.l⁻¹ [7].

3. Cociente de intercambio respiratorio mayor de 1,1 [10].

-Alcanzar la frecuencia cardiaca máxima teórica, que depende de la edad del deportista (frecuencia cardiaca máxima teórica: $220 - \text{edad}$) [7].

4.7.4 Equivalentes ventilatorios

El equivalente ventilatorio para el oxígeno (VE/VO_2) es el cociente entre la ventilación en litros por minuto y el consumo de oxígeno en litros por minuto. Es un parámetro que indica la cantidad de aire en cm^3 que debe ventilarse para que el organismo pueda utilizar un cm^3 de oxígeno. Expresa, por tanto, el grado de eficacia de la ventilación pulmonar. El equivalente ventilatorio para el CO_2 (VE/VCO_2) es el cociente entre la ventilación en litros por minuto y la cantidad de CO_2 expulsado en litros por minuto. Expresa la relación entre el aire ventilado y el CO_2 expulsado [11][12].

4.7.5 Umbral anaeróbico

El umbral anaeróbico fue definido por Wasserman 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[13][14]. Esta definición presenta una doble perspectiva: metabólica y ventilatoria. A partir de dicho hallazgo, dependiendo de los criterios de establecimiento del umbral, han aparecido múltiples términos o definiciones en la bibliografía.

A continuación haremos referencia a los más comúnmente utilizados:

-OBLA: comienzo del acumulo de lactato en sangre, que podría corresponderse a una concentración de 4 mmol.l^{-1} [15].

-OPLA: comienzo del acumulo de lactato en plasma [16].

-Umbral anaeróbico individual (IAT): Concentración de máximo equilibrio en la concentración de lactato previo al acumulo de lactato en sangre [17].

5 Metodología

5.1 Material

A continuación se describirán los materiales y elementos que se han empleado en la realización de los experimentos de este proyecto.

5.1.1 Cicloergómetro

Los sujetos realizaron las pruebas sobre un cicloergómetro. Se trata de un ergómetro (instrumento específico calibrado para la medición de la capacidad de trabajo) similar a una bicicleta sobre la que se pedalea. Los hay de dos 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 freno es electromagnético y las bielas del cicloergómetro están equipadas con el medidor de potencia de pedalada PowerMeter Science SRM. Aceptadas ampliamente en estudios científicos [30], las medidas de potencia y cadencia quedarán registradas con un periodo de 1 segundo en el dispositivo complementario Powercontrol V. De este se descargarán los registros gracias al software que proporciona el fabricante (SRM, Alemania).



Figura 9. Powermeter y Powercontrol SRM

5.1.2 Pulsómetro

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 manda 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

5.1.3 Analizador de gases

Durante la prueba un analizador de gases (Oxycon™ Mobile, Carefusion) 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 11. Oxycon Mobile, Analizador de Gases y electrocardiógrafo

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 oxígeno y dióxido de carbono. Dichos analizadores de O_2 y CO_2 tienen un tiempo de respuesta del 90% en 100ms.

Durante la realización de test incrementales, el software (Oxycon Beta, Jaeger, Alemania) determina en cada respiración los valores ventilación (VE) en litros por minuto, el consumo de oxígeno (VO_2) en litros por minuto, y la cantidad de CO_2 expulsado (VCO_2) en litros por minuto.

A partir de todos estos datos, el software calcula los equivalentes ventilatorios para el oxígeno (VE/VO_2) y el CO_2 (VE/VCO_2). Además, también determina los cambios en las regresiones de los valores VO_2 , VCO_2 , VE/VO_2 y VE/VCO_2 respecto al tiempo, así como la gráfica de VCO_2 vs. VO_2 . Se determinan los criterios para la determinación de los umbrales ventilatorios (V_{th}) en cada sujeto:

- (i) **Umbral ventilatorio aeróbico (AE):** El umbral aeróbico fue definido por Wasserman 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” [13][14].
- (ii) **Umbral ventilatorio anaeróbico (VT):** (VCO_2 pendiente) Corresponde al valor en el que el VCO_2 comienza a incrementarse de manera no lineal en la curva VCO_2 vs. VO_2 [6] [18][21][32]
- (iii) **Punto de compensación respiratoria (RCP):** Corresponde al valor VO_2 al cual VE/VO_2 exhibe un incremento sistemático sin que le acompañe un aumento en VE/VCO_2 [19]. Típicamente también denominado segundo umbral ventilatorio VT2

5.1.4 Analizador de Lactato

Para el análisis de concentración de lactato en sangre se ha utilizado el Lactate Scout (EKF-diagnostic GmbH, Germany).



Figura 12. Analizador de Lactato Lactate Scout

A partir de las medidas de lactato realizadas durante la prueba se determinará 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-1 [15][20].

5.1.5 Acelerómetro de actividad

En el proyecto se ha incorporado la monitorización de actividad a través de la localización de un acelerómetro en la espalda, concretamente en la zona lumbar sobre la espina dorsal.

Se trata del acelerómetro Actigraph GT3X. El software empleado para el registro de datos ha sido el Actilife.



Figura 13. Acelerómetro de monitorización de actividad física y software de análisis

El acelerómetro indica la intensidad y actividad del movimiento de la zona en la que ha sido colocado, es decir, en la zona lumbar de la espina dorsal. El acelerómetro registra la actividad cada segundo. A partir de los datos del acelerómetro, se puede detectar el momento a partir del cual se produce un incremento significativo en la amplitud de las medidas.

5.1.6 Amplificador EMG

Para la adquisición de datos se emplea el MP36 (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 utilizarán los 4 canales a una tasa de adquisición de 1000Hz con un filtro paso banda de 10 a 500Hz.



Figura 14. Amplificador MP36Biopac

La unidad de adquisición de datos MP36R tiene un microprocesador interno que controla la adquisición de datos y la comunicación de estos con un ordenador.

Esta unidad es la encargada de recibir las señales analógicas entrantes, digitalizarlas y enviarlas a un ordenador. Está compuesta por cuatro entradas de señales analógicas, cada una de las cuales puede ser usada como entrada independiente. Para recoger las señales se pueden conectar electrodos, transductores u otros dispositivos E/S.

5.1.7 Electrodo

Se emplearon electrodos de espuma modelo Kendal™ serie 100. Son pequeños electrodos con cierta forma de lágrima para facilitar la extracción del revestimiento y del sujeto.

La conexión entre los electrodos y el amplificador se realiza a través de cables SS2L. Estos cables miden 2 metros, están totalmente apantallados y terminan en un conector estándar de cocodrilo que se enchufa a los electrodos de superficie.



Figura 15. Cable SS2L y electrodos empleados para captación

Los cables permiten la comunicación de alta resolución entre la unidad y los biopotenciales registrados en los electrodos.

La espuma de estos electrodos es más resistente al líquido y a posibles tirones, su hidrogel adhesivo y conductor maximiza la adhesividad y lo mantiene fresco y usable hasta 45 días desde su uso. Para los experimentos se han utilizado electrodos nuevos para cada usuario, los electrodos usados se guardan para diferentes pruebas o sesiones de familiarización.

5.1.8 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 utilizará esta herramienta para dar una previsualización de la fuerza en tiempo real, que utilizará 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 han implementado una serie de scripts específicos para poder procesar los datos de manera más eficaz. Todas las variables analizadas de todos los sujetos han sido calculadas con diferentes scripts de Matlab.

Para el análisis de los datos y la generación de algunas de las gráficas de este proyecto se ha empleado el paquete estadístico **R**. Este es una herramienta de dominio público y gratuita. Incluye un lenguaje de programación, entornos de desarrollo y numerosos paquetes adicionales avanzados para aplicar técnicas estadísticas nuevas que extienden su funcionalidad básica. Se ha empleado la versión 3.0.1.

5.2 Protocolo experimental

5.2.1 Sujetos

Para la realización de este proyecto ha sido necesaria la colaboración de varias personas. La colaboración ha sido siempre voluntaria y se ha llevado a cabo en el laboratorio de investigación de la señal biomédica de la Universidad Pública de Navarra, en colaboración con el departamento de fisioterapia de la Universidad de Valladolid.

Todos los participantes son ciclistas de carretera de categoría Elite y Sub23 que toman parte de manera regular en competiciones nacionales e internacionales. En promedio, todos los ciclistas entrenan entre 400 y 600 km semanales, además de la competición. Durante la última temporada realizaron una media en torno a 20.000km (16.000-24.000 km). Ninguno de los sujetos reportó previamente lesiones o patologías de los músculos de las extremidades o articulaciones.

A continuación (tabla 1) se muestra la descripción de todos los sujetos estudiados, que servirán como base muestral para el análisis de la fatiga en el músculo en la señal electromiográfica.

| Sujeto | Altura(cm) | Peso (Kg) | Edad |
|--------|------------|-----------|------|
| S1 | 181 | 70 | 21 |
| S2 | 185 | 75 | 19 |
| S3 | 178 | 64 | 19 |
| S4 | 182 | 76 | 19 |
| S5 | 180 | 73 | 22 |
| S6 | 178 | 70 | 23 |
| S7 | 180 | 77 | 23 |
| S8 | 190 | 72 | 21 |
| S9 | 177 | 65 | 21 |
| S10 | 184 | 73 | 23 |
| S11 | 178 | 65 | 23 |
| S12* | 171 | 62 | 18 |
| S13* | 177 | 63 | 20 |

Tabla 1. Altura peso y edad de los sujetos a analizar. Los sujetos fueron hombres con edad (media \pm SD) 21 ± 3 años, peso 70 ± 5 Kg y altura 180 ± 5 cm. * Sujeto no válido.

Todos los sujetos analizados en este experimento son hombres, debido a la diferencia de complejión que presentan respecto a las mujeres en las zonas analizadas, efecto que no se ha querido estudiar en el presente proyecto.

Durante un periodo de 1 semana se realizó el experimento de protocolo en 14 sujetos sanos, 12 de los cuales se aceptaron como muestra válida.

5.2.2 Sesión de familiarización

Todos los participantes asistieron a una sesión previa de orientación para familiarizarse con el cicloergómetro y el protocolo de la prueba. Todas las pruebas se realizaron en un cicloergómetro ajustado con las mismas medidas de su bicicleta habitual de entrenamiento, gracias al medidor Calibix®.

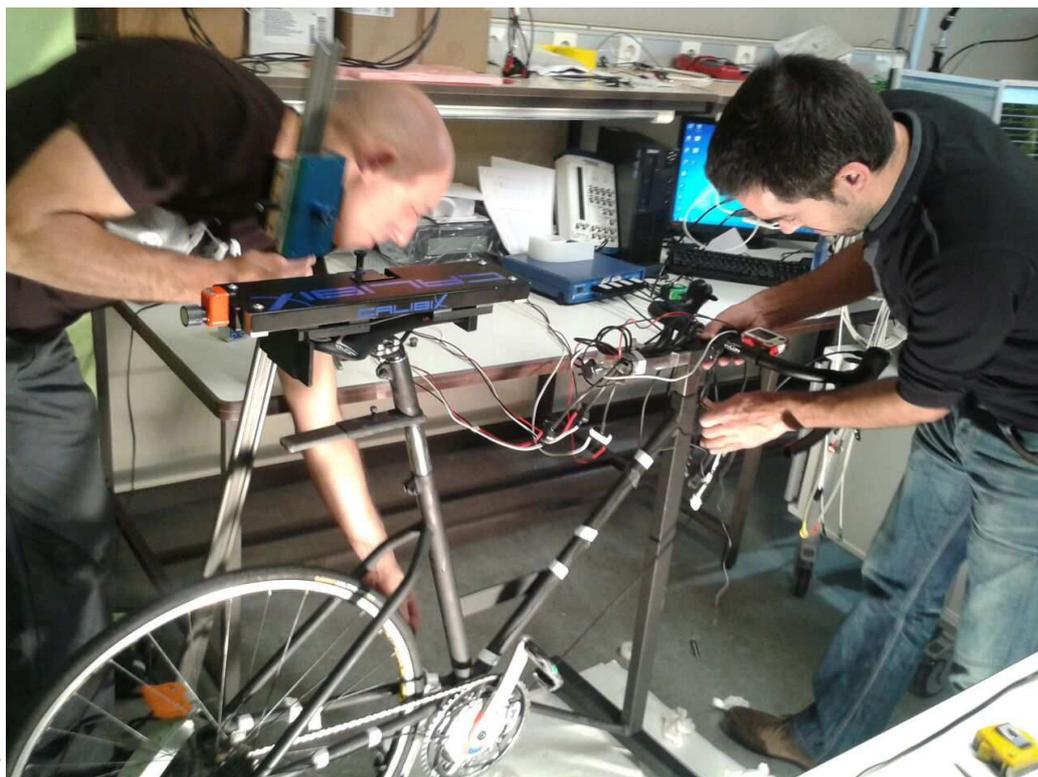


Figura 16. Ajuste del cicloergómetro a las medidas de cada ciclista con el medidor Calibix®

Los participantes debían traer su sillín, pedales y zapatillas de ciclismo. A continuación, se practicó un test incremental submáximo en el cicloergómetro para familiarizarse con el protocolo experimental.

Los ciclistas fueron sometidos a una evaluación electrocardiográfica y un análisis de sangre (parámetros bioquímicos y hematológicos), cribado realizado previo a su participación.

5.2.3 Posicionamiento de electrodos

Para el registro de señales electromiográficas, se colocaron electrodos en 4 músculos de la pierna:

- *vastus lateralis* (VL)
- *vastus medialis* (VM)
- *biceps femoris* (BF)
- *gluteus maximus* (GL)

Para cada músculo se utilizaron un par de electrodos autoadhesivos. Fueron colocados encima de piel limpia con una distancia 20mm entre los centros de los electrodos de acuerdo a lo que indican los manuales [22].

Como se puede ver en la **Figura 17**, los cables y los electrodos estaban colocados de forma segura con cinta adhesiva y envoltura de tela elástica para evitar artefactos de la señal inducidas por el movimiento.



Figura 17. Ejemplo de colocación y sujeción de cables y electrodos en el ciclista, con el ciclista preparado en el cicloergómetro previo al test

5.2.4 Test incremental máximo

Los sujetos realizaron un test incremental hasta el agotamiento en el cicloergómetro dotado con el medidor de potencia. La cadencia de pedaleo se mantuvo a 80 RPM durante la prueba. Los dos días previos los ciclistas no hicieron ningún entrenamiento de intensidad alta o moderada.

Justo antes de la prueba los ciclistas realizaron un calentamiento de 10 minutos. La prueba se iniciaba con una carga de 125 Vatios, y se incrementaba en 25 Vatios cada minuto hasta que el sujeto no podía mantener la cadencia o por mutuo acuerdo.

En la figura 18 se muestra un ejemplo de un test incremental de un sujeto. La línea gris representa la potencia instantánea; la línea negra, la potencia filtrada con una ventana deslizando de 21 muestras.

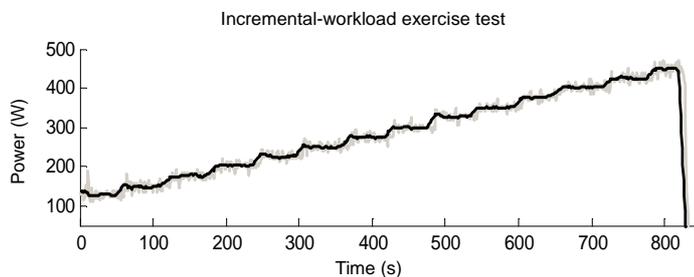


Figura 18. Ejemplo de la curva de potencia con respecto al tiempo de un test incremental. En gris la potencia instantánea y en negro la potencia filtrada con una ventana deslizando de 21 segundos

Durante la prueba se registraron de forma automática el pulso cardiaco, la potencia instantánea, el consumo de oxígeno y las señales electromiográficas de los 4 músculos (Vasto

Lateral, Vasto Medial, Biceps Femoral y Glúteo). Además, cada 2 minutos se extraía una muestra de sangre para la medición de lactato.

En la **Figura 19** podemos ver el montaje previo del ciclista subido en el cicloergómetro con los electrodos colocados y sujetos para evitar su desplazamiento.



Figura 19. Sistema Oxycon Mobile dispuesto previo al test incremental

6 Análisis de datos

Se han analizado parámetros antropométricos, parámetros de rendimiento/fatiga metabólica y cardiorespiratoria así como parámetros de las señales electromiográficas de cada músculo.

6.1 Análisis de fatiga a partir de señales electromiográficas de superficie

Se emplearán los distintos métodos descritos anteriormente para calcular la fatiga muscular a partir de las señales electromiográficas. A continuación se muestra un ejemplo de la señal electromiográfica de una prueba completa:

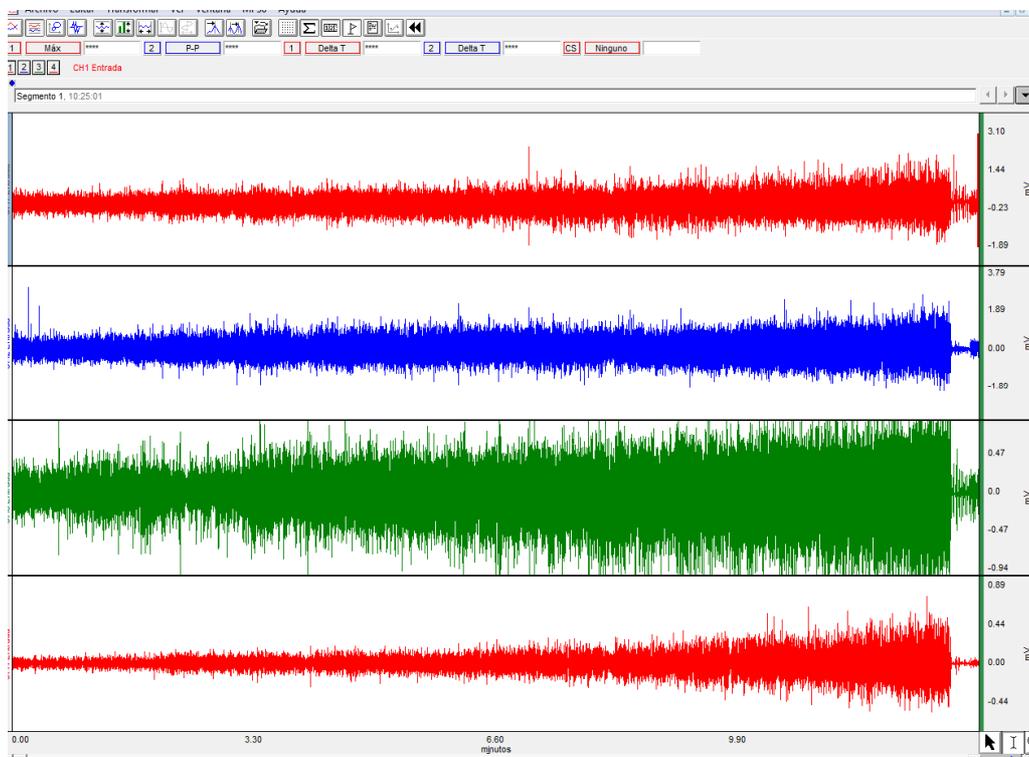


Figura 20. Ejemplo de la señal completa electromiográfica de los distintos músculos capturada durante la prueba incremental. De arriba a abajo, Vasto Lateral, Vasto Medial, Biceps Femoral y Glúteo

Como en muchos otros deportes, en ciclismo la actividad muscular no es continua, sino que cada músculo alterna el trabajo y el 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 [23].

A una cadencia de 80 RPM de pedaleo, la duración de cada pedalada es de 750ms, de las cuales cada músculo solo trabaja durante aproximadamente 250ms y el resto del tiempo está relajado. Puede verse claramente esta alternancia de trabajo y reposo en la figura siguiente, la cual es una ampliación o zoom de la figura anterior mostrando sólo unos pocos segundos.

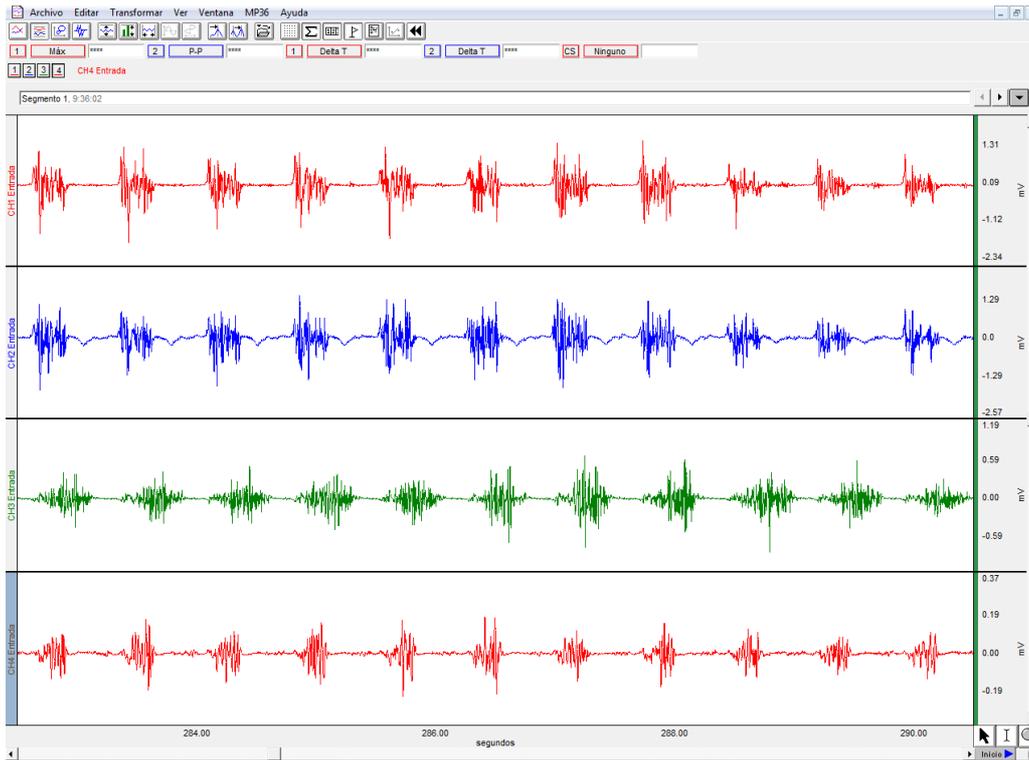


Figura 21. Ejemplo de 11 pedaladas de la señal electromiográfica de los músculos capturada durante la prueba incremental. De arriba a abajo, Vasto Lateral, Vasto Medial, Biceps Femoral y Glúteo

De esta manera, salvo que se diga lo contrario, para realizar los cálculos de fatiga, se parametrizará cada señal muscular (epoch) de cada pedalada en un valor de amplitud, en este caso e:l

RMS: 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=250 ms y t=tiempo.

Para cada epoch, se determina el inicio de la señal, y se calcula la energía de los siguientes 250ms.

A continuación se muestran unas gráficas de ejemplo que contienen las señales electromiográficas de cada músculo. Todas las gráficas de todos los sujetos se pueden encontrar en la carpeta del CD adjunto, GraficasEMG\Plots_sm.

En todas ellas se muestran con líneas verticales rayadas de colores los distintos instantes de tiempo en los que se han determinado los umbrales.

- Gris: Umbral aeróbico (AE).
- Verde: Umbral Láctico (OBLA).
- Rojo: Umbral ventilatorio anaeróbico (VT).
- Azul: Punto RCP.
- Negro: Consumo máximo de oxígeno.

En cada figura, la gráfica superior corresponde a los datos de potencia durante la prueba, la cual sirve para sincronizar las distintas pruebas e identificar momentos que por diferentes causas externas el ciclista sobrepasó o no llegó a la potencia deseada.

Las gráficas por debajo de la gráfica de potencia corresponden al parámetro a analizar de los 4 músculos: Vasto Lateral, Vasto Medial, Biceps Femoral y Glúteo respectivamente.

En la gráfica de potencia, además se muestra un par de curvas adicionales con las medidas tomadas por el acelerómetro. En azul claro se muestra la medida real y en azul oscuro, la media filtrada de las 21 muestras. En cada escalón de un minuto de duración se muestran los siguientes valores:

- w: Potencia media durante el escalón en Vatios.
- m: Valor medio del acelerómetro.
- s: Desviación estándar del acelerómetro.

En todas las gráficas, la línea gris muestra los datos reales, y la línea negra es un filtrado de los datos reales realizado con una media deslizante de 21 muestras, centrada en la muestra actual.

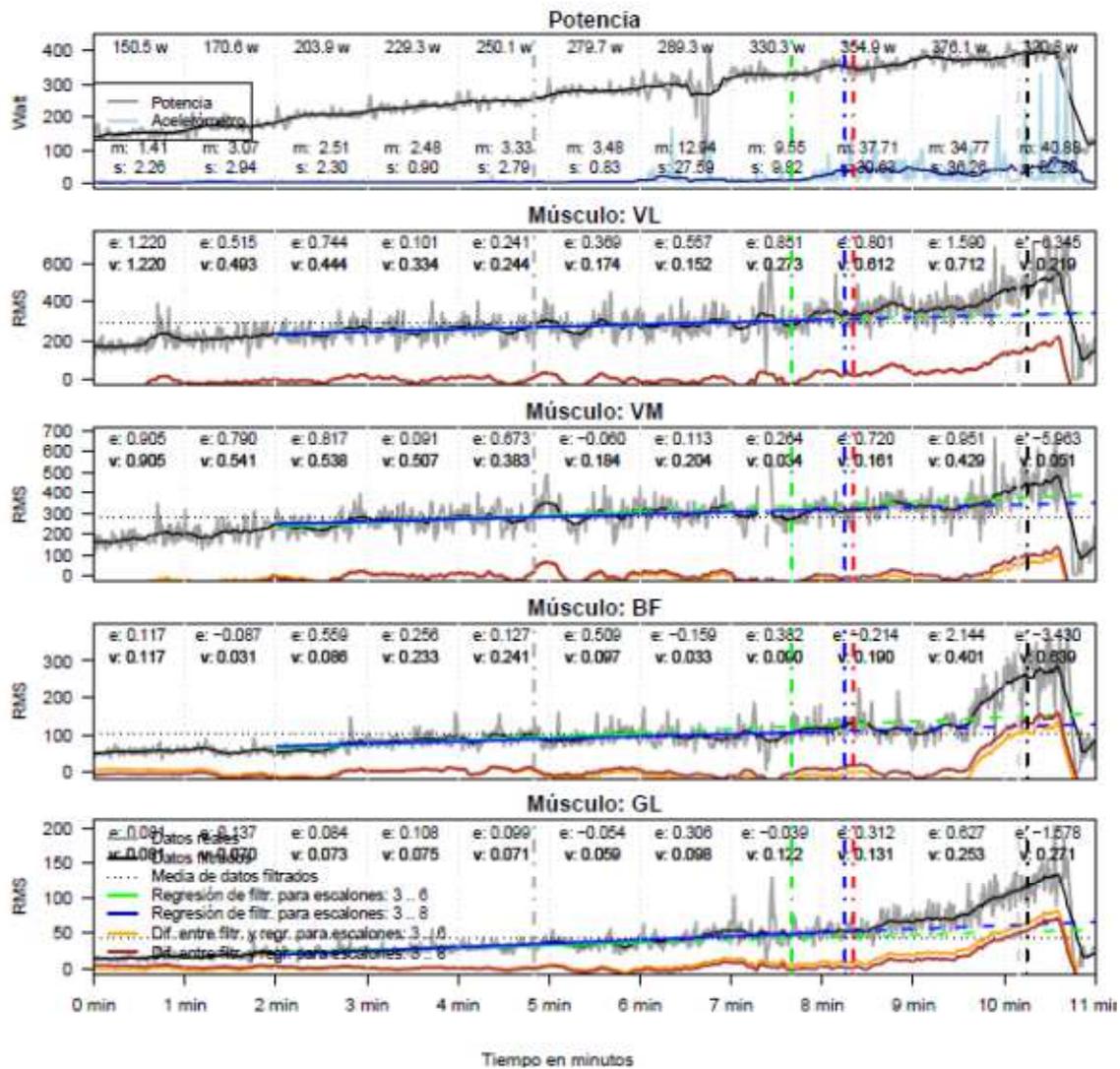


Figura 22. Ejemplo de un test incremental. Arriba la gráfica de potencia durante la prueba, y abajo la amplitud ($\mu Vrms$) de las señales electromiográficas para los 4 músculos

En cada gráfica de cada músculo se muestran diversas curvas con los siguientes colores:

- Gris y Negro: Valores RMS de sEMG, real y filtrado, respectivamente.
- Negro a puntos: Valor medio durante todo el test.
- Verde: Regresión lineal de los escalones 3 a 6.
- Azul: Regresión lineal de los escalones 3 a 8.
- Naranja: Diferencia entre los datos filtrados, y la regresión lineal de los escalones 3 a 6.
- Marrón: Diferencia entre los datos filtrados, y la regresión lineal de los escalones 3 a 8.

6.1.1 Determinación de umbral de fatiga en un test incremental. Método tradicional - EMG (sEMG_{FT})

Este método determina un único umbral a partir del test incremental. Se ha escrito mucho en la bibliografía sobre este método. Tradicionalmente se hace con escalones de potencia constante de 2 o más minutos, y se toman valores de amplitud EMG cada 20 segundos [24]-[24] En este proyecto se ha tratado de validar el mismo protocolo pero para escalones de potencia constante de 1 minuto. Para tener muestras suficientes para que el cálculo sea significativo se tomaran valores de amplitud EMG cada 5 segundos, tal y como se explica a continuación.

Para su cálculo se toma la mediana del RMS de los epochs, cada 5 segundos. Los primeros 10 segundos y los últimos 5 segundos de cada escalón se desechan, ya que el ciclista necesita un tiempo para el ajuste del cambio de potencia y pueden aparecer valores anómalos.

Por tanto, en cada escalón de 1 minuto del test, se toman los valores RMS de 9 epochs consecutivos (agrupados cada 5 segundos) y se representan en el tiempo.

Para cada escalón se identifica si la curva amplitud vs. tiempo da como resultado un coeficiente de pendiente positiva significativo ($P < 0.05$) o no ($P > 0.05$).

Se toma como umbral de fatiga, la media entre:

- la potencia más alta del escalón sin pendiente positiva significativa.
- la potencia más baja a partir de la cual todos los escalones son de pendiente positiva significativa.

En la Figura 23 se muestra un ejemplo de un músculo:

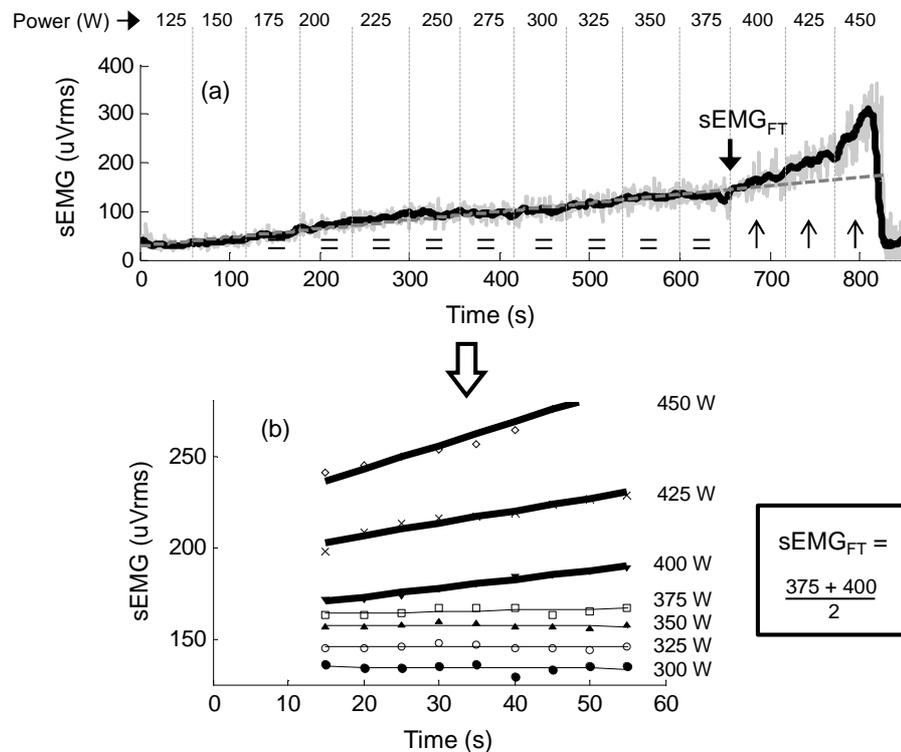


Figura 23. Ejemplo representativo para el método para la estimación del umbral de fatiga neuromuscular (sEMG_{FT}) en un test incremental. Arriba gráfica del RMS de la señal sEMG durante el test incremental. Abajo Regresión correspondiente a la gráfica RMS vs tiempo

Como se muestra en el ejemplo de la figura 23, para cada escalón los primeros 10 y los últimos 5 segundos son desechados y se calcula la amplitud cada 5 segundos. La máxima carga de potencia sin incremento significativo de la señal ha sido de 375Watt, y la mínima carga de potencia a partir de la cual todas las pendientes son positivas y significativas ha sido 400 Watt, por lo que el umbral de fatiga estimado es de 387.5 Watt para dicho músculo.

A continuación se muestra un ejemplo más detallado de la gráfica y análisis de los valores RMS de la señal sEMG de un músculo durante el test.

Se dividen la información en los habituales escalones de 1 minuto de duración. En dicha gráfica el primer escalón es el superior. Tal como ya se ha explicado, en cada escalón de potencia de carga constante se quitan los primeros y últimos segundos para el análisis.

Para cada uno de ellos se calcula la pendiente de la señal a través de una regresión lineal de los datos filtrados por una parte, y de los datos agrupados cada 5 segundos por otra parte. También se calcula el P-valor, y si este es menor que 0,05 se puede decir que la pendiente es significativa.

A la hora de obtener los datos para el análisis estadístico sólo se ha tenido en cuenta el análisis de los datos agrupados, y no de los datos filtrados.

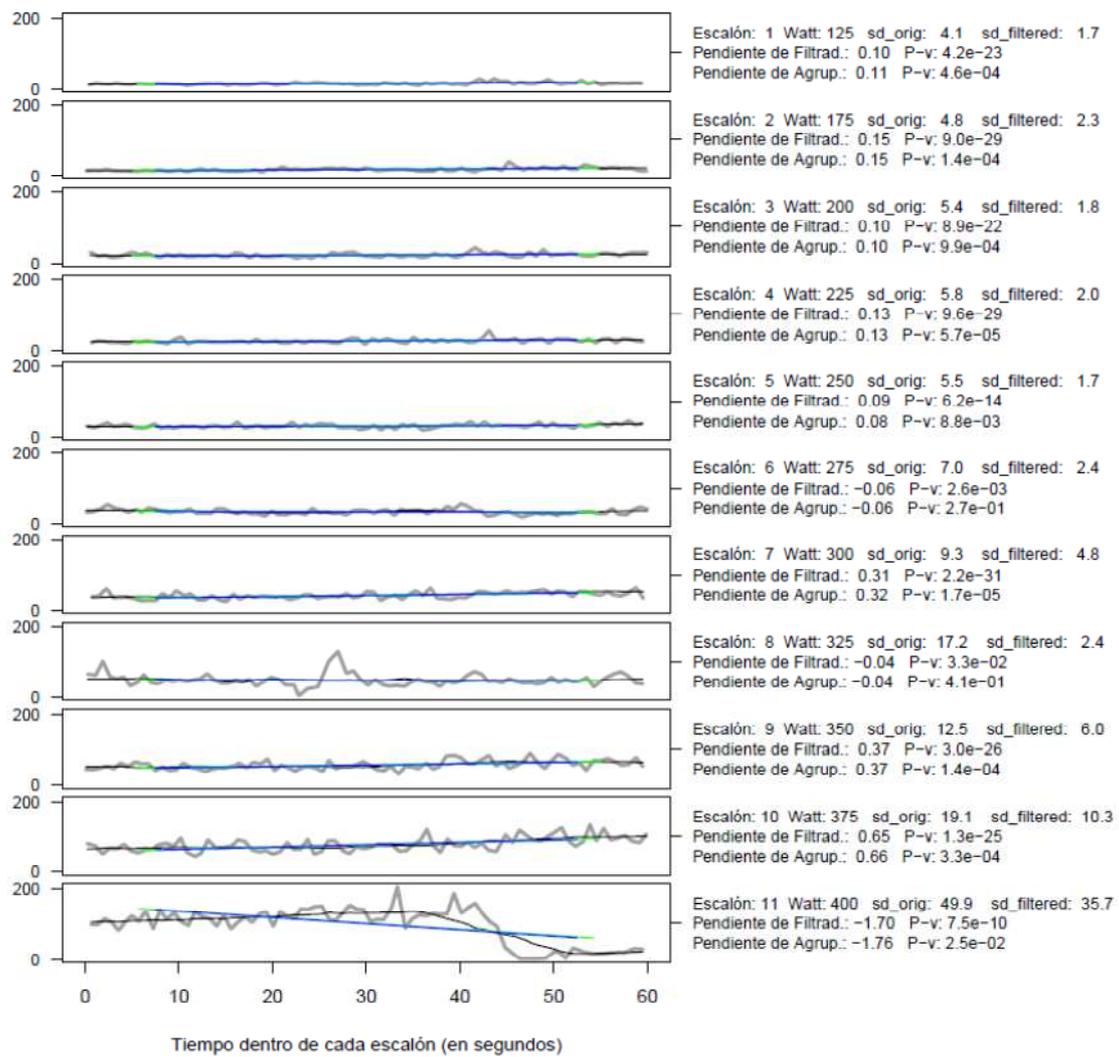


Figura 24. Ejemplo de análisis de los valores de amplitud (μVrms) de la señal electromiográfica de un músculo para escalones de potencia constante durante el test incremental

Se pueden encontrar todas las gráficas para cada sujeto y para cada músculo en la carpeta del CD adjunto, GraficasEMG\Plots_ss

6.1.2 Determinación de umbral de fatiga en test incremental. Método de ajuste con modelos de regresión

Los últimos estudios que se han analizado en la bibliografía no hablan de un único umbral de fatiga, sino que determinan distintos puntos de interés o analizan la curva de amplitud respecto al tiempo en el test incremental [29].

En este proyecto se han analizado los datos de la potencia RMS de la sEMG de los músculos registrados para cada sujeto uno a uno buscando la mejor aproximación o ajuste a un determinado modelo matemático.

En estudios anteriores se analizaban uno o dos modelos matemáticos [31]. Para ser más exhaustivos, en este proyecto se analizarán más modelos de varios tipos: regresiones lineales, regresiones lineales con múltiples segmentos, regresiones cuadráticas y regresiones cúbicas. Los modelos generados para cada músculo y cada sujeto son los siguientes:

- Regresión lineal (regresión lineal con un segmento). Se intenta ajustar los datos a una recta simple. En este caso en la gráfica no se muestra ningún punto especial.
- Regresión lineal con 2 segmentos. Se intenta ajustar los datos a dos segmentos de recta que se intersectan en un codo. En este caso en la gráfica se muestra el codo o punto de intersección entre los dos segmentos.
- Regresión lineal con 3 segmentos. Se intenta ajustar los datos a tres segmentos de recta que se intersectan en dos codos. En este caso en la gráfica se muestran los dos codos o puntos de intersección que unen los tres segmentos.
- Regresión lineal con 3 segmentos con pendientes crecientes. Se intenta ajustar los datos a tres segmentos de recta que se intersectan en dos codos, pero además las pendientes de los segmentos deben ser crecientes (cada segmento debe tener una pendiente mayor que el segmento anterior). En este caso en la gráfica se muestran los dos codos o puntos de intersección que unen los tres segmentos.
- Regresión lineal con 4 segmentos. Se intenta ajustar los datos a cuatro segmentos de recta que se intersectan en 3 codos. En este caso en la gráfica se muestran los tres codos o puntos de intersección que unen los cuatro segmentos.
- Regresión cuadrática. Se intenta ajustar los datos a un polinomio de grado dos. En este caso se muestra el punto de valor mínimo, si está dentro del intervalo representado.
- Regresión cúbica. Se intenta ajustar los datos a un polinomio de grado tres. En este caso se muestran los dos puntos de inflexión, si están dentro del intervalo representado.

En los modelos basados en varios segmentos, para cada modelo se han calculado todas las posibles posiciones de los codos, separadas por al menos 20 segundos, mostrando al final sólo aquella que ha generado un menor error cuadrático, es decir, un mejor ajuste.

En la **figura 25** se muestra un ejemplo del análisis de un músculo de un sujeto. El eje vertical representa el valor RMS para la señal sEMG y el eje horizontal representa el tiempo en segundos. Los círculos representan los puntos característicos de las curvas antes descritos.

Pueden encontrarse todas las gráficas en la carpeta del CD adjunto GraficasEMG\Results_model_fitness

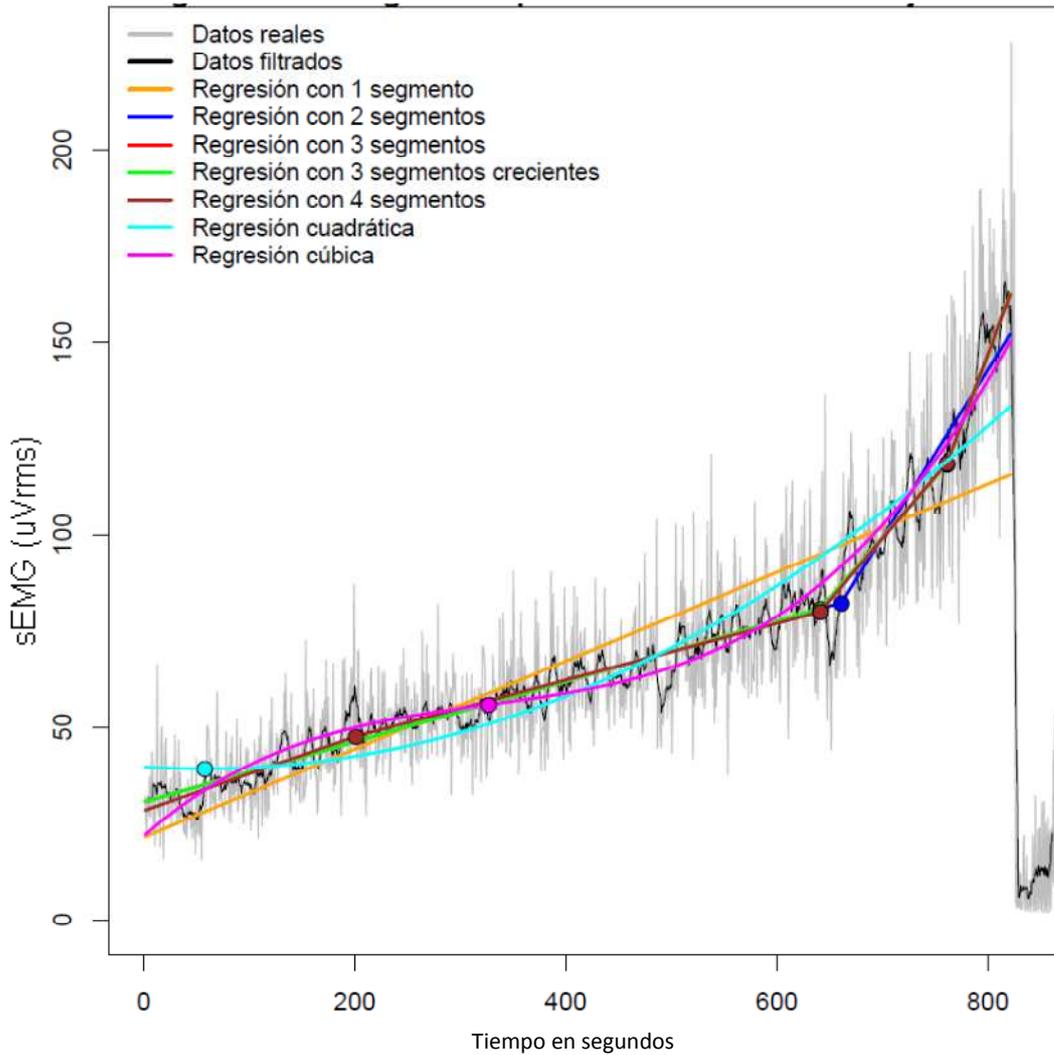


Figura 25. Ejemplo de análisis de puntos de interés de la amplitud (μVrms) de la señal sEMG de un músculo durante el test incremental

Para los casos de 3 segmentos con pendientes ascendentes, se han generado unas gráficas similares, pero esta vez se muestra para cada modelo no sólo el mejor codo (con un triángulo), sino que también se muestran aquellos codos que están a menos de un 5 por mil del mejor (con círculos). De esta forma, la combinación de los círculos y triángulos de un mismo color muestra una zona de transición, en lugar de un único punto aislado.

A continuación se muestra un ejemplo (**Figura26**), y pueden encontrarse todas las gráficas en el CD adjunto en la carpeta Graficas\plots_con_segmentos

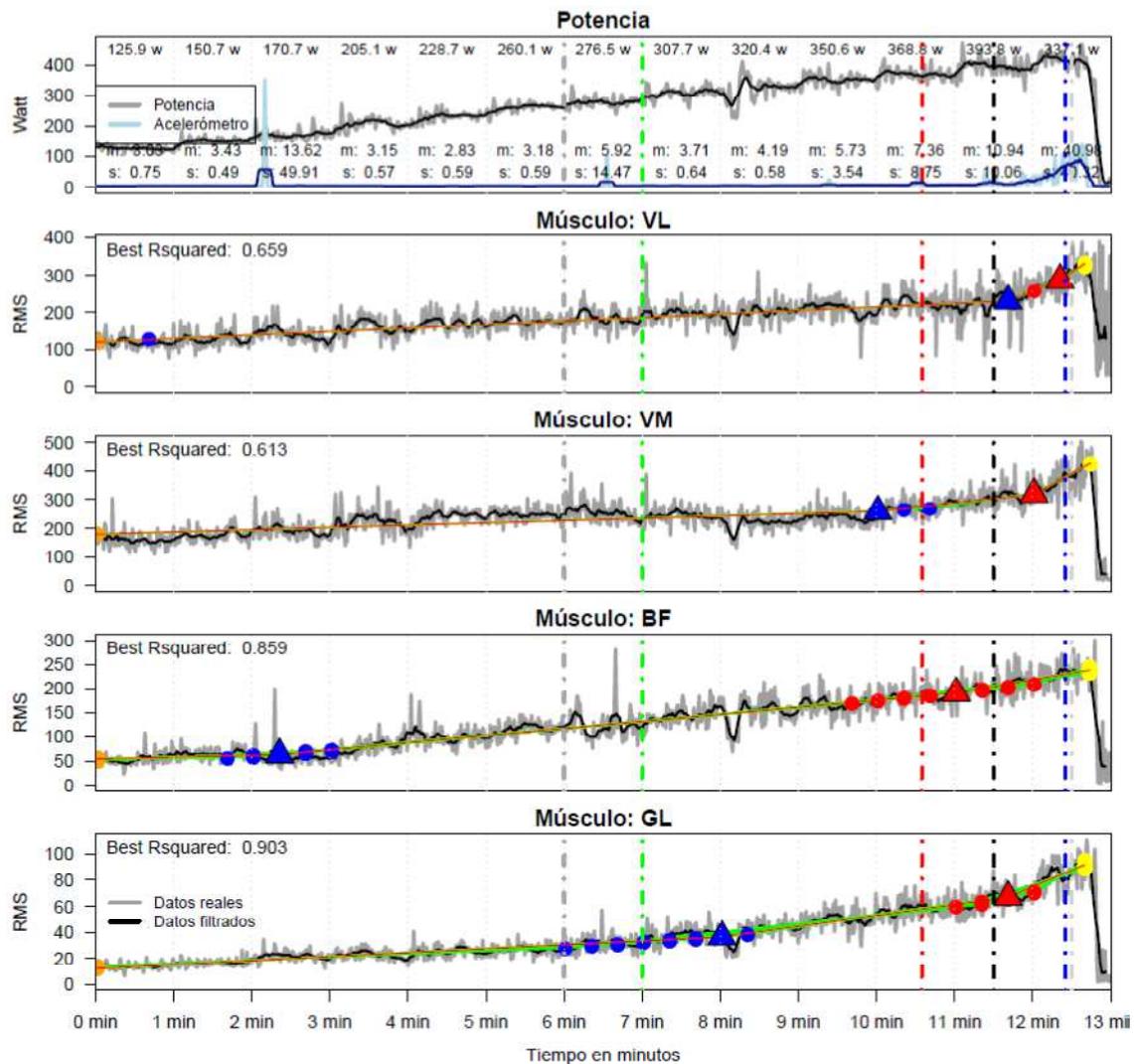


Figura 26. Ejemplo de los ajustes de modelos de 3 segmentos con zonas de incertidumbre o transición. Los triángulos muestran los puntos de cambio de segmento con mejor ajuste R^2 , los círculos los puntos con un ajuste R^2 próximo al máximo (a menos de un 5 por mil). En color azul el primer cambio de segmento y en color rojo el segundo cambio de segmento

En este caso se podría hablar de una zona posible de donde se produce el cambio de pendiente y no un momento concreto de cambio durante el test incremental. La obtención de zonas de transición en lugar de puntos de transición permiten reducir el efecto del error existente en las señales eléctricas.

7 Análisis estadístico

Con todos los resultados se realizó un análisis estadístico para comparar los distintos umbrales calculados a partir de las señales EMG con respecto a los umbrales metabólicos y ventilatorios.

El test de Kolmogorov-Smirnov confirma que cada parámetro analizado en el estudio ($sEMG_{FT}$, OBLA, AE, VT, y RCP) se comporta como una distribución normal.

Para el primer método analizado, el coeficiente de la pendiente para cada escalón de carga constante ha sido calculada por la relación de la amplitud sEMG con respecto al tiempo. Para determinar si este coeficiente es significativo se realizó un análisis de regresión lineal.

En el segundo método, se ha calculado con análisis de regresión lineal todas las combinaciones posibles de segmentos temporales en la que se puede dividir la curva amplitud sEMG con respecto al tiempo.

Se han calculado las medias y desviaciones estándares de los umbrales de fatiga estudiados ($sEMG_{FT}$, OBLA, AE, VT, y RCP).

Para la determinación de la significancia para el contraste de hipótesis de medias diferentes de las cargas de trabajo a las que se producen los umbrales $sEMG_{FT}$, OBLA, AE, VT, y RCP, se ha realizado a través del contraste unilateral ANOVA. Cuando las diferencias fueron significativas, se utilizó el test post hoc de Tukey.

Se muestra la matriz de correlación que determinar las relaciones entre $sEMG_{FT}$, OBLA, AE, y RCP. Se calcularon los coeficientes de correlación de Pearson para probar la asociación entre los umbrales ventilatorios (VT y RCP) y $sEMG_{FT}$. El nivel de significación se fijó en $P < 0,05$. Los datos se presentaron como media y desviación típica.

8 Resultados

En este apartado se mostrarán todos los resultados obtenidos para cada sujeto tras el análisis de datos. Salvo que se diga lo contrario, todos los valores corresponden a los Vatios que realizaba el sujeto en el momento que se calcula el correspondiente umbral.

8.1 Parámetros antropométricos y fisiológicos

La siguiente tabla de valores muestra las características antropométricas y fisiológicas de los participantes tras la realización del test incremental.

Tal y como se esperaba, los ciclistas semi-profesionales muestran unos altos valores de VO_{2peak} , VT y RCP, así como la máxima carga tolerada.

| Variables | Media (SD) | Rango |
|---|--------------|-------------|
| Edad (años) | 21.5 (2.7) | 18.3 – 28.2 |
| Peso Corporal (Kg) | 70.3 (4.8) | 62.4 – 77.4 |
| Altura (m) | 1.80 (0.05) | 1.71 – 1.90 |
| Umbral ventilatorio anaerobico, VT (L min ⁻¹) | 3.3 (0.5) | 1.9 – 4.3 |
| RCP (L min ⁻¹) | 4.5 (0.5) | 3.4 – 5.5 |
| O ₂ max (L min ⁻¹) | 5.0 (0.4) | 4.5 – 5.8 |
| Pulsaciones máximas (ppm) | 197.1 (7.3) | 183 – 209 |
| Lactato al final del ejercicio (mmol L ⁻¹) | 11.8 (4.8) | 7.7 – 14.8 |
| Carga máxima soportada (W) | 403.8 (36.5) | 325 – 450 |

Tabla 2. Características antropométricas y fisiológicas (media ± SD) de los participantes (N=12)

8.2 Umbrales ventilatorios y metabólicos

Tal y como se ha descrito anteriormente, se han calculado 3 umbrales ventilatorios (AE, VT y RCP), un umbral metabólico (OBLA) y un umbral a partir del acelerómetro.

En la siguiente tabla se muestran los valores de potencia asociados a los umbrales de trabajo para cada sujeto.

| Sujeto | Max (Vatio) | OBLA (Vatio) | Acelerómetro (Vatio) | VT (Vatio) | RCP (Vatio) | AE (Vatio) |
|--------|-------------|--------------|----------------------|------------|-------------|------------|
| S1 | 400 | 275 | 350 | 325 | 325 | 250 |
| S2 | 425 | 275 | 367 | 375 | 425 | 250 |
| S3 | 350 | 300 | 300 | 300 | 350 | 250 |
| S4 | 400 | 280 | | 335 | 400 | 140 |
| S5 | 450 | 275 | 420 | 355 | 400 | 250 |
| S6 | 400 | 325 | 373 | 320 | 395 | 240 |
| S7 | 425 | 295 | 410 | 370 | 415 | 175 |
| S8 | 425 | 305 | 400 | 335 | 415 | 375 |
| S9 | 400 | 325 | 400 | 325 | 390 | 235 |
| S10 | 425 | 350 | | 335 | 410 | 255 |
| S11 | 375 | 330 | | 340 | 350 | 275 |
| S12 | 325 | 270 | 325 | 265 | 280 | 200 |
| S14 | 450 | 350 | 430 | 385 | 430 | 275 |

Tabla 3. Cargas de potencia de los distintos umbrales de cada ciclista durante el test incremental

| | Media (SD) | Rango |
|--------------------------|------------|-----------|
| Umbral Láctico, OBLA (W) | 304 (29) | 270 – 350 |
| VT (W) | 335 (32) | 265 – 385 |
| RCP (W) | 381 (39) | 325 – 420 |
| Acelerómetro (W) | 388 (43) | 325 - 430 |

Tabla 4. Cargas de potencia (media \pm SD) correspondientes a los distintos umbrales calculados

8.3 Umbrales de fatiga muscular método tradicional (sEMG_{FT})

A continuación en la siguiente tabla se muestran los valores sEMG_{FT} obtenidos para cada uno de los 4 músculos analizados durante los test incrementales para los sujetos.

| Sujeto | VL EMG _{FT} | VM EMG _{FT} | BF EMG _{FT} | GL EMG _{FT} |
|--------|----------------------|----------------------|----------------------|----------------------|
| S1 | 383 | 383 | 370 | 370 |
| S2 | 380 | 360 | 380 | 360 |
| S3 | 340 | 340 | 312 | 340 |
| S4 | 410 | 380 | 350 | 380 |
| S5 | 415 | | 340 | 375 |
| S6 | 365 | | 340 | 360 |
| S7 | 405 | | | 383 |
| S8 | 390 | 390 | 390 | 390 |
| S9 | 370 | 400 | 340 | 370 |
| S10 | 365 | 390 | 390 | 365 |
| S11 | | | 345 | 345 |
| S12 | 325 | 325 | | 325 |
| S14 | 390 | 415 | 390 | 415 |

Tabla 5. Cargas de potencia (W) sEMG_{FT} para cada sujeto y músculo durante el test incremental

| Músculo | Media(SD) | Rango |
|--------------------|-----------|-----------|
| Vasto Lateral (W) | 383 (22) | 340 - 415 |
| Vasto Medial (W) | 382 (23) | 340 - 415 |
| Biceps Femoral (W) | 359 (26) | 312 - 390 |
| Glúteo (W) | 371 (20) | 340 – 415 |

Tabla 6. Cargas de potencia sEMG_{FT} (media \pm SD) correspondientes a los distintos músculos

8.3.1 Relaciones entre los umbrales metabólicos, ventilatorios y sEMG_{FT}

Una vez obtenidos los umbrales sEMG_{FT}, se compararán con los umbrales ventilatorios y metabólicos obtenidos.

Como se puede ver en las **tablas 7 y 8**, los valores sEMG_{FT} son comparables al umbral RCP, y muy distintos a los umbrales OBLA y VT, como se confirma por el análisis de la “prueba t” de significancia. Hay que destacar también que los umbrales de fatiga entre los distintos músculos también son comparables.

| | Lactato | Aceler. | VT | RCP | AE | VL EMG _{FT} | VM EMG _{FT} | BF EMG _{FT} | GL EMG _{FT} |
|----------------------|---------|---------|-------|-------|-------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| Lactato | * | | | | | | | | |
| Aceler. | 0.000 | * | | | | | | | |
| VT | 0.011 | 0.001 | * | | | | | | |
| RCP | 0.000 | 0.638 | 0.000 | * | | | | | |
| AE | 0.001 | 0.000 | 0.000 | 0.000 | * | | | | |
| VL EMG _{FT} | 0.000 | 0.882 | 0.000 | 0.427 | 0.000 | * | | | |
| VM EMG _{FT} | 0.000 | 0.502 | 0.001 | 0.719 | 0.000 | 0.638 | * | | |
| BF EMG _{FT} | 0.001 | 0.132 | 0.016 | 0.006 | 0.000 | 0.058 | 0.089 | * | |
| GL EMG _{FT} | 0.000 | 0.292 | 0.000 | 0.090 | 0.000 | 0.107 | 0.099 | 0.110 | |

Tabla 7. P-valores de la comparación de las potencias de carga de los distintos umbrales de fatiga con el método de deVries a partir del test ANOVA. En casilla roja $P < 0,001$ (umbrales muy distintos), en casilla naranja $P < 0,05$ (umbrales distintos) y en casilla verde, el resto (umbrales comparables).

En la siguiente tabla se muestran las correlaciones y los P-valores correspondientes entre los distintos umbrales, siendo la correlación significativa para aquellos P-valores < 0.05 , se marcan en la tabla con la celda en rojo

| | Lactato | Aceler. | VT | RCP | AE | VL EMG _{FT} | VM EMG _{FT} | BF EMG _{FT} | GL EMG _{FT} |
|----------------------|---------|---------|-------|-------|--------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| Lactato | * | 0.210 | 0.436 | 0.200 | 0.250 | 0.776 | 0.045 | 0.507 | 0.314 |
| Aceler. | 0.434 | * | 0.011 | 0.011 | 0.579 | 0.003 | 0.625 | 0.510 | 0.002 |
| VT | 0.238 | 0.757 | * | 0.001 | 0.690 | 0.004 | 0.035 | 0.046 | 0.003 |
| RCP | 0.380 | 0.756 | 0.822 | * | 0.567 | 0.019 | 0.038 | 0.097 | 0.003 |
| AE | 0.344 | 0.200 | 0.123 | 0.175 | * | 0.872 | 0.409 | 0.205 | 0.516 |
| VL EMG _{FT} | -0.092 | 0.832 | 0.765 | 0.662 | -0.052 | * | 0.021 | 0.417 | 0.003 |
| VM EMG _{FT} | 0.678 | 0.902 | 0.701 | 0.694 | 0.315 | 0.730 | * | 0.134 | 0.001 |
| BF EMG _{FT} | 0.225 | 0.511 | 0.611 | 0.526 | 0.415 | 0.290 | 0.578 | * | 0.041 |
| GL EMG _{FT} | 0.303 | 0.858 | 0.749 | 0.748 | 0.198 | 0.775 | 0.908 | 0.622 | * |

Tabla 8. Tabla de los coeficientes de correlaciones (triángulo inferior) y P-valores (triángulo superior) de las correlaciones entre los umbrales obtenidos a partir del método de deVries. En casilla verde correlaciones significativas ($P < 0,05$) y en casilla roja correlaciones no significativas

Más adelante en la discusión se comentarán estos resultados con más detalle, pero es importante destacar la falta de correlación y similitud de las medias del lactato y el umbral aeróbico (AE) con el resto de valores y también entre sí. Entre los umbrales de fatiga musculares se observa como el umbral del bíceps femoral tiene un comportamiento distinto al resto de umbrales musculares.

8.4 Umbrales de fatiga muscular método segmentos múltiples.

En las siguientes tablas se muestra el valor de Ajuste R^2 para cada músculo y sujeto. El valor NA indica que el modelo no se ha podido calcular.

| Sujetos | 1 segmento | 2 segmentos | 3 segmentos | 3 segm. crecientes | 4 segmentos | Cuadrática | Cúbica |
|---------|---------------|----------------|----------------|-----------------------|----------------|------------|--------|
| S01 | 0,5396 | 0,5962 | 0,6023 | 0,6018 | 0,6081 | 0,5685 | 0,6046 |
| S02 | 0,6062 | 0,6579 | 0,6620 | 0,6576 | 0,6631 | 0,6102 | 0,6297 |
| S03 | 0,8191 | 0,8923 | 0,8932 | 0,8925 | 0,8948 | 0,8862 | 0,8867 |
| S04 | 0,5374 | 0,5526 | 0,5605 | 0,5524 | 0,5617 | 0,5484 | 0,5503 |
| S05 | 0,8238 | 0,8374 | 0,8388 | 0,8388 | 0,8403 | 0,8373 | 0,8376 |
| S06 | 0,6478 | 0,6872 | 0,7170 | NA | 0,7190 | 0,6730 | 0,6729 |
| S07 | 0,7796 | 0,7846 | 0,7855 | NA | 0,7860 | 0,7842 | 0,7840 |
| S08 | 0,5333 | 0,6229 | 0,6331 | NA | 0,6376 | 0,5824 | 0,6261 |
| S09 | 0,6657 | 0,7263 | 0,7267 | 0,7264 | 0,7340 | 0,6802 | 0,7002 |
| S10 | 0,6447 | 0,6547 | 0,6667 | 0,6542 | 0,6676 | 0,6446 | 0,6573 |
| S11 | 0,3337 | 0,3750 | 0,4450 | NA | 0,4521 | 0,3582 | 0,3719 |
| S12 | 0,6544 | 0,6959 | 0,6979 | 0,6979 | 0,6988 | 0,6748 | 0,6872 |
| S14 | 0,8041 | 0,8050 | 0,8066 | 0,8049 | 0,8069 | 0,8040 | 0,8044 |

Tabla 9. Valores de ajuste R2 de cada modelo para el músculo Vasto Lateral

| Sujeto | 1 segmento | 2 segmentos | 3 segmentos | 3 segm. crecientes | 4 segmentos | Cuadrática | Cúbica |
|--------|---------------|----------------|----------------|-----------------------|----------------|------------|--------|
| S01 | 0,5149 | 0,5619 | 0,5892 | NA | 0,5900 | 0,5143 | 0,5648 |
| S02 | 0,5013 | 0,6034 | 0,6707 | 0,6117 | 0,6884 | 0,5087 | 0,6356 |
| S03 | 0,8168 | 0,8442 | 0,8473 | 0,8473 | 0,8483 | 0,8472 | 0,8473 |
| S04 | 0,5556 | 0,5710 | 0,5791 | 0,5710 | 0,5809 | 0,5648 | 0,5728 |
| S05 | 0,7418 | 0,7479 | 0,7494 | 0,7480 | 0,7516 | 0,7443 | 0,7454 |
| S06 | 0,4439 | 0,4837 | 0,5115 | 0,4834 | 0,5276 | 0,4466 | 0,4457 |
| S07 | 0,7495 | 0,7571 | 0,7594 | NA | 0,7596 | 0,7563 | 0,7561 |
| S08 | 0,5102 | 0,5530 | 0,5556 | NA | 0,5562 | 0,5410 | 0,5486 |
| S09 | 0,7450 | 0,7511 | 0,7623 | 0,7508 | 0,7652 | 0,7458 | 0,7460 |
| S10 | 0,7524 | 0,7630 | 0,7714 | 0,7629 | 0,7733 | 0,7522 | 0,7606 |
| S11 | 0,8653 | 0,8939 | 0,9105 | 0,8939 | 0,9182 | 0,8820 | 0,9020 |
| S12 | 0,6875 | 0,7346 | 0,7350 | 0,7345 | 0,7362 | 0,7000 | 0,7128 |
| S14 | 0,6815 | 0,7787 | 0,8248 | 0,7790 | 0,8278 | 0,6819 | 0,7476 |

Tabla 10. Valores de ajuste R2 de cada modelo para el músculo Vasto Medial

| Sujetos | 1 segmento | 2 segmentos | 3 segmentos | 3 segm. crecientes | 4 segmentos | Cuadrática | Cúbica |
|---------|---------------|----------------|----------------|-----------------------|----------------|------------|--------|
| S01 | 0,5053 | 0,7698 | 0,7715 | 0,7696 | 0,7759 | 0,5978 | 0,6897 |
| S02 | 0,8444 | 0,8543 | 0,8581 | 0,8581 | 0,8620 | 0,8525 | 0,8523 |
| S03 | 0,7434 | 0,7563 | 0,7578 | 0,7561 | 0,7590 | 0,7444 | 0,7532 |
| S04 | 0,5766 | 0,5899 | 0,5918 | 0,5896 | 0,5938 | 0,5806 | 0,5858 |
| S05 | 0,8210 | 0,8412 | 0,8453 | 0,8453 | 0,8480 | 0,8406 | 0,8413 |
| S06 | 0,5993 | 0,6279 | 0,6333 | 0,6333 | 0,6433 | 0,6218 | 0,6222 |
| S07 | 0,6745 | 0,6982 | 0,7001 | 0,7001 | 0,7026 | 0,6975 | 0,6974 |
| S08 | 0,5796 | 0,7995 | 0,8169 | 0,8169 | 0,8189 | 0,7453 | 0,7896 |
| S09 | 0,7995 | 0,8178 | 0,8222 | 0,8180 | 0,8285 | 0,8017 | 0,8072 |
| S10 | 0,5702 | 0,5798 | 0,6019 | 0,5693 | 0,6029 | 0,5782 | 0,5779 |
| S11 | 0,8261 | 0,8471 | 0,8522 | 0,8522 | 0,8530 | 0,8459 | 0,8470 |
| S12 | 0,6444 | 0,6587 | 0,6641 | 0,6480 | 0,6753 | 0,6442 | 0,6445 |
| S14 | 0,8128 | 0,9235 | 0,9288 | 0,9288 | 0,9319 | 0,8581 | 0,9086 |

Tabla 11. Valores de ajuste R2 de cada modelo para el músculo Biceps Femoral

| Sujetos | 1 segmento | 2 segmentos | 3 segmentos | 3 segm. crecientes | 4 segmentos | Cuadrática | Cúbica |
|---------|---------------|----------------|----------------|-----------------------|----------------|------------|--------|
| S01 | 0,6863 | 0,8628 | 0,8705 | 0,8705 | 0,8711 | 0,7999 | 0,8477 |
| S02 | 0,8125 | 0,8929 | 0,9024 | 0,9024 | 0,9036 | 0,8872 | 0,8991 |
| S03 | 0,7467 | 0,8712 | 0,8746 | 0,8746 | 0,8756 | 0,8624 | 0,8731 |
| S04 | 0,5861 | 0,7126 | 0,7279 | 0,7279 | 0,7367 | 0,6892 | 0,7047 |
| S05 | 0,6930 | 0,7939 | 0,8164 | 0,8164 | 0,8177 | 0,7799 | 0,7931 |
| S06 | 0,7884 | 0,8385 | 0,8413 | 0,8413 | 0,8414 | 0,8338 | 0,8404 |
| S07 | 0,7600 | 0,7753 | 0,7763 | 0,7763 | 0,7769 | 0,7687 | 0,7750 |
| S08 | 0,7989 | 0,8628 | 0,8702 | 0,8702 | 0,8801 | 0,8394 | 0,8640 |
| S09 | 0,6065 | 0,7982 | 0,8075 | 0,8075 | 0,8096 | 0,7728 | 0,8018 |
| S10 | 0,5885 | 0,6052 | 0,6198 | 0,6046 | 0,6231 | 0,5951 | 0,6043 |
| S11 | 0,6798 | 0,7145 | 0,7158 | 0,7143 | 0,7164 | 0,6994 | 0,7103 |
| S12 | 0,7155 | 0,7707 | 0,7738 | 0,7738 | 0,7756 | 0,7530 | 0,7693 |
| S14 | 0,7148 | 0,8236 | 0,8275 | 0,8275 | 0,8279 | 0,7778 | 0,8192 |

Tabla 12. Valores de ajuste R2 de cada modelo para el músculo Glúteo Mayor

Analizando los resultados se observó que, como era de esperar, la aproximación lineal y la aproximación cuadrática dan un error mayor que la aproximación cúbica.

En la bibliografía analizada sólo se han descrito análisis con 2 y 3 segmentos[29]. Sin embargo, en dicha bibliografía no se han encontrado descripciones de zonas valle que sufren las señales electromiográficas de algunos sujetos en las potencias medias del test, es decir, en torno a 200-250W. Por ello, en el presente proyecto se han descrito análisis de 4 segmentos que permiten modelar mejor la curva global incluyendo estas zonas valle.

Por ello se añadieron dos variantes para el análisis de segmentos múltiples con regresiones lineales:

- Modelo en el que todos los segmentos tienen pendientes cada vez mayores. Nos permite modelar sujetos sin zonas valle.
- Modelo de análisis de 4 segmentos. Nos permite modelar sujetos con zonas valle.

De esta manera, se puede detectar de manera automática los puntos de interés con cambio de pendiente y zonas valle en la señal que el análisis simple con 3 segmentos no permite modelar correctamente.

De todos modos, tal y como se comenta en la bibliografía no en todos los sujetos se encontraron todos los segmentos, aunque la principal causa era debida a que los electrodos se despegaban durante el test.

En aquellos músculos y sujetos en los que se ha detectado un solo cambio de segmento, como norma general se considera que es el segundo cambio, ya que este es el más fácil de identificar por el mayor cambio de pendiente. En aquellos casos en los que se produce antes en comparación con el resto de los músculos, se considera que es el primero.

En la **Tabla 12** y en la **Tabla 13** se muestran las cargas en las que se producen los cambios de segmento en los músculos VL, VM, BF y GL, teniendo en cuenta la mejor aproximación lineal por segmentos. Para cada músculo se marcan dos momentos de cambio, marcados, como 1, al que se produce primero, y 2 al que se produce en la parte final.

| Sujeto | VL1 | VL2 | VM1 | VM2 | BF1 | BF2 | GL1 | GL2 |
|--------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|
| S1 | 288 | 343 | | 343 | | 343 | 250 | 333 |
| S2 | | 388 | 338 | 400 | | 375 | 300 | 388 |
| S3 | 230 | 358 | 225 | 358 | 318 | 350 | 275 | 358 |
| S4 | 250 | 380 | | 325 | 330 | 380 | 325 | 390 |
| S5 | 288 | 393 | | | 325 | 425 | 300 | 425 |
| S6 | | | | | | 358 | 293 | 375 |
| S7 | | 413 | | | 238 | 393 | 350 | 413 |
| S8 | | 375 | | | 263 | 388 | 313 | 388 |
| S9 | 375 | 393 | 375 | 393 | 350 | 383 | 288 | 358 |
| S10 | 375 | 400 | 363 | 400 | 368 | | 368 | |
| S11 | | | | | 175 | 333 | 318 | 343 |
| S12 | 275 | 325 | 275 | 325 | | 325 | 275 | 325 |
| S14 | 393 | 425 | | 400 | 375 | 425 | 368 | 418 |

Tabla 13. Valores de las cargas de trabajo en vatios en los que se producen el primer(1) y segundo (2) cambio de segmentos en el análisis por regresión lineal por múltiples segmentos en cada sujeto en las señales electromiográficas sEMG de los músculos VL, VM, BF y GL

| | VL1 | VL2 | VM1 | VM2 | BF1 | BF2 | GL1 | GL2 |
|-----------------------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|
| Media (W) | 309 | 381 | 315 | 368 | 304 | 373 | 309 | 376 |
| Desviación típica (W) | 63 | 30 | 63 | 34 | 66 | 33 | 36 | 33 |
| Máx (W) | 393 | 425 | 375 | 400 | 375 | 425 | 368 | 425 |
| Mín (W) | 230 | 325 | 225 | 325 | 175 | 325 | 250 | 325 |

Tabla 14. Tabla resumen de los vatios en los que se producen el primer(1) y segundo (2) cambio de segmentos en el análisis por regresión lineal por múltiples segmentos en las señales electromiográficas sEMG de los músculos VL, VM, BF y GL

Como se ha explicado antes, concretamente en el apartado de “Análisis de datos”, en varios músculos de los sujetos estudiados se podría hablar de una zona de cambio o transición de pendiente en vez de un momento concreto de cambio y detección del umbral de fatiga. En las tablas siguientes se muestran para cada sujeto y cada músculo, las zonas de incertidumbre en las que se ha podido producir el cambio de pendiente durante el test incremental.

| Sujeto | Zona Umbral VL1 (W) | Zona Umbral VL2 (W) |
|--------|---------------------|---------------------|
| S1 | 287.5 (268-293) | 342.5 |
| S2 | | 387.5 |
| S3 | 230 (175-275) | 358 (340 -360) |
| S4 | 250 (240 - 275) | 380 (275 - 400) |
| S5 | 290 (260 - 340) | 393 (350 - 440) |
| S6 | | |
| S7 | | 412.5 |
| S8 | | 375 |
| S9 | 375 | 392.5 |
| S10 | 375 (355 - 385) | 400 |
| S11 | | |
| S12 | 275 | 325 |
| S14 | 393 (350 -393) | 425 (410 - 425) |

Tabla 15. Tabla de las zonas de carga de trabajo (W) de incertidumbre o transición para los cambios de segmento para el músculo VL

| Sujeto | Zona Umbral VM1 (W) | Zona Umbral VM2 (W) |
|--------|---------------------|---------------------|
| S1 | | 342.5 |
| S2 | 337.5 | 400 |
| S3 | 225 (200-260) | 357.5 |
| S4 | | 325 |
| S5 | | |
| S6 | | |
| S7 | | |
| S8 | | |
| S9 | 375 | 392.5 |
| S10 | 363 (350-380) | 400 |
| S11 | | |
| S12 | 275 (190 - 315) | 325 |
| S14 | | 400 |

Tabla 16. Tabla de las zonas de carga de trabajo (W) de incertidumbre o transición para los cambios de segmento para el músculo VM

| Sujeto | Zona Umbral BF1 (W) | Zona Umbral BF2 (W) |
|--------|---------------------|---------------------|
| S1 | | 342.5 |
| S2 | | 375 (350 - 400) |
| S3 | 318 (275 - 340) | 350 |
| S4 | 330 (300 - 360) | 380 (360 - 400) |
| S5 | 325 (300 - 325) | 425 |
| S6 | | 358 (350 -360) |
| S7 | 238 (225 - 260) | 392.5 |
| S8 | 262.5 | 387.5 |
| S9 | 350 | 382.5 |
| S10 | 367.5 | |
| S11 | 175 | 333 (310 - 350) |
| S12 | | 325 |
| S14 | 375 | 425 |

Tabla 17. Tabla de las zonas de carga de trabajo (W) de incertidumbre o transición para los cambios de segmento para el músculo BF

| Sujeto | Zona Umbral GL1 (W) | Zona Umbral GL2 (W) |
|--------|---------------------|---------------------|
| S1 | 250 (225 - 300) | 332.5 |
| S2 | 300 (250 - 300) | 387.5 |
| S3 | 275 (175 - 300) | 357.5 |
| S4 | 325 | 390 |
| S5 | 300 (275 - 300) | 425 |
| S6 | 293 (260 - 293) | 375 |
| S7 | 350 (325 - 360) | 412.5 |
| S8 | 313 (290 - 313) | 387.5 |
| S9 | 288 (270 - 300) | 358 (340 - 370) |
| S10 | 368 (310 - 370) | |
| S11 | 318 (275 - 325) | 343 (325 - 350) |
| S12 | 275 | 325 |
| S14 | 368 (350 - 375) | 418 (400 - 425) |

Tabla 18. Tabla de las zonas de carga de trabajo (W) de incertidumbre o transición para los cambios de segmento para el músculo GL

8.4.1 Relaciones entre los umbrales metabólicos y ventilatorios

Al igual que con el método tradicional, se muestra una tabla comparativa entre los distintos umbrales estimados, para identificar si son comparables las medias, la correlación entre los umbrales y si es significativa:

| | OBLA | Aceler | VT | RCP | AE | VL1 | VL2 | VM1 | VM2 | BF1 | BF2 | GL1 |
|---------|-------|--------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| OBLA | * | | | | | | | | | | | |
| Aceler. | 0.000 | * | | | | | | | | | | |
| VT | 0.011 | 0.001 | * | | | | | | | | | |
| RCP | 0.000 | 0.638 | 0.000 | * | | | | | | | | |
| AE | 0.001 | 0.000 | 0.000 | 0.000 | * | | | | | | | |
| VL1 | 0.679 | 0.010 | 0.342 | 0.013 | 0.005 | * | | | | | | |
| VL2 | 0.000 | 0.920 | 0.000 | 0.544 | 0.000 | 0.004 | * | | | | | |
| VM1 | 0.672 | 0.029 | 0.836 | 0.067 | 0.050 | 0.235 | 0.043 | * | | | | |
| VM2 | 0.000 | 0.585 | 0.008 | 0.529 | 0.000 | 0.017 | 0.304 | 0.038 | * | | | |
| BF1 | 0.735 | 0.032 | 0.149 | 0.002 | 0.127 | 0.263 | 0.004 | 0.564 | 0.034 | * | | |
| BF2 | 0.000 | 0.849 | 0.000 | 0.310 | 0.000 | 0.008 | 0.916 | 0.115 | 0.613 | 0.002 | * | |
| GL1 | 0.554 | 0.000 | 0.008 | 0.000 | 0.004 | 0.862 | 0.000 | 0.576 | 0.003 | 0.460 | 0.000 | * |
| GL2 | 0.000 | 0.977 | 0.000 | 0.451 | 0.000 | 0.022 | 0.965 | 0.178 | 0.774 | 0.005 | 0.446 | 0.000 |

Tabla 19. P-valores de la comparación de las potencias de carga de los distintos umbrales de fatiga con el método de los 2 segmentos, a partir del test ANOVA. En casilla roja $P < 0,001$ (umbrales muy distintos), en casilla naranja $P < 0,05$ (umbrales distintos) y en casilla verde el resto (umbrales comparables)

| | OBLA | Aceler | VT | RCP | AE | VL1 | VL2 | VM1 | VM2 | BF1 | BF2 | GL1 | GL2 |
|--------|-------|--------|-------|-------|--------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| OBLA | 1.000 | 0.210 | 0.436 | 0.200 | 0.250 | 0.011 | 0.042 | 0.362 | 0.046 | 0.598 | 0.534 | 0.029 | 0.685 |
| Aceler | 0.434 | 1.000 | 0.011 | 0.011 | 0.579 | 0.056 | 0.006 | 0.006 | 0.086 | 0.900 | 0.001 | 0.017 | 0.007 |
| VT | 0.238 | 0.757 | 1.000 | 0.001 | 0.690 | 0.165 | 0.001 | 0.282 | 0.061 | 0.994 | 0.007 | 0.026 | 0.003 |
| RCP | 0.380 | 0.756 | 0.822 | 1.000 | 0.567 | 0.158 | 0.000 | 0.225 | 0.035 | 0.245 | 0.001 | 0.012 | 0.000 |
| AE | 0.344 | 0.200 | 0.123 | 0.175 | 1.000 | 0.194 | 0.894 | 0.705 | 0.040 | 0.721 | 0.736 | 0.976 | 0.979 |
| VL1 | 0.831 | 0.800 | 0.543 | 0.550 | 0.513 | 1.000 | 0.054 | 0.003 | 0.011 | 0.007 | 0.216 | 0.108 | 0.524 |
| VL2 | 0.619 | 0.831 | 0.856 | 0.906 | 0.046 | 0.699 | 1.000 | 0.125 | 0.019 | 0.631 | 0.000 | 0.002 | 0.001 |
| VM1 | 0.527 | 0.994 | 0.602 | 0.661 | 0.234 | 0.997 | 0.774 | 1.000 | 0.135 | 0.272 | 0.250 | 0.302 | 0.618 |
| VM2 | 0.715 | 0.751 | 0.685 | 0.742 | 0.728 | 0.868 | 0.793 | 0.762 | 1.000 | 0.090 | 0.089 | 0.173 | 0.187 |
| BF1 | 0.204 | 0.067 | 0.003 | 0.432 | -0.139 | 0.931 | 0.202 | 0.910 | 0.819 | 1.000 | 0.110 | 0.704 | 0.374 |
| BF2 | 0.200 | 0.886 | 0.732 | 0.810 | 0.109 | 0.535 | 0.895 | 0.750 | 0.685 | 0.608 | 1.000 | 0.029 | 0.000 |
| GL1 | 0.603 | 0.729 | 0.613 | 0.673 | -0.009 | 0.611 | 0.822 | 0.583 | 0.533 | 0.148 | 0.628 | 1.000 | 0.008 |
| GL2 | 0.131 | 0.788 | 0.774 | 0.860 | 0.009 | 0.293 | 0.869 | 0.382 | 0.564 | 0.365 | 0.925 | 0.722 | 1.000 |

Tabla 20. Tabla de los coeficientes de correlaciones (triángulo inferior) y P-valores (triángulo superior) de las correlaciones entre los umbrales obtenidos a partir del método de 2 segmentos. En casilla verde correlaciones significativas (P -valor $<0,05$) y en casilla roja correlaciones no significativas

Así como la tabla de correlaciones hay que analizarla detenidamente, de la tabla de medias semejanzas, se puede sacar dos conclusiones rápidas: La primera es que tanto el lactato como el umbral anaeróbico tienen semejanza con los umbrales 1 de los músculos. La segunda es que tanto el RCP y el umbral del acelerómetro tienen semejanza con los umbrales 2 de los músculos. Además, es importante destacar que los umbrales 1 de todos los músculos tienen semejanzas entre sí y los umbrales 2 de todos los músculos también tienen semejanzas entre sí.

8.5 Comparación entre los umbrales de fatiga muscular de ambos métodos

A continuación se comparan el umbral obtenido con el método tradicional sEMG_{FT}, con los dos puntos de inflexión obtenidos con el nuevo método, sEMG₁ y sEMG₂ para los 4 músculos analizados.

| | VL sEMG _{FT} | VL1 | VL2 |
|------------------------------|-----------------------|------|------|
| Media (W) | 383 | 309 | 381 |
| Desviación típica (W) | 22 | 63 | 30 |
| Máx (W) | 415 | 393 | 425 |
| Mín (W) | 340 | 230 | 325 |
| ANOVA P-valor | * | 0.01 | 0.42 |

Tabla 21. Comparativa de los umbrales (W) a partir del registro electromiográfico para el músculo Vastus Lateralis (VL)

| | VM sEMG _{FT} | VM1 | VM2 |
|------------------------------|-----------------------|------|------|
| Media (W) | 382 | 315 | 368 |
| Desviación típica (W) | 23 | 63 | 34 |
| Máx (W) | 415 | 375 | 400 |
| Mín (W) | 340 | 225 | 325 |
| ANOVA P-valor | * | 0.03 | 0.29 |

Tabla 22. Comparativa de los umbrales (W) a partir del registro electromiográfico para el músculo Vastus Medialis (VM)

| | BF sEMG _{FT} | BF1 | BF2 |
|------------------------------|-----------------------|------|------|
| Media (W) | 359 | 304 | 373 |
| Desviación típica (W) | 26 | 66 | 33 |
| Máx (W) | 390 | 375 | 425 |
| Mín (W) | 312 | 175 | 325 |
| ANOVA P-valor | * | 0.05 | 0.04 |

Tabla 23. Comparativa de los umbrales (W) a partir del registro electromiográfico para el músculo Biceps Femoris (BF)

| | GL sEMG _{FT} | GL1 | GL2 |
|------------------------------|-----------------------|--------|------|
| Media (W) | 371 | 309 | 376 |
| Desviación típica (W) | 20 | 36 | 33 |
| Máx (W) | 415 | 368 | 425 |
| Mín (W) | 340 | 250 | 325 |
| ANOVA P-valor | * | <0.001 | 0.11 |

Tabla 24. Comparativa de los umbrales (W) a partir del registro electromiográfico para el músculo Gluteus Maximus (GL)

9 Discusión

El objetivo de este trabajo ha sido estimar el umbral de fatiga neuromuscular calculada a partir de la señal electromiográfica con electrodos de superficie y la relación existente con los umbrales metabólicos, los umbrales ventilatorios en un test incremental 1-minuto sobre un cicloergómetro.

A lo largo del test incremental, se observa un aumento gradual en la amplitud de la señal sEMG, como resultado de dos estrategias neuromusculares para contrarrestar la aparición de la fatiga: un aumento progresivo de reclutamiento de unidades motoras y un aumento de la tasa de disparo.

A continuación se examinan los dos métodos que se han evaluado para calcular los umbrales de fatiga.

9.1 Umbrales de fatiga sEMG calculados según el método tradicional

Con el método tradicional, los umbrales de fatiga calculados para los 4 músculos son de valor similar, y han resultado ser superiores tanto al umbral de lactato OBLA como al umbral ventilatorios aeróbicos (AE) y anaeróbico (VT). En cambio, han sido similares al punto RCP. Esto contradice la bibliografía actual, realizada en test incrementales de 2 o más minutos, en la que se obtenían valores similares al umbral ventilatorio anaeróbico (VT).

Una de las causas principales de la sobreestimación de estos valores de los umbrales sEMG_{FT} puede ser debida a que la duración de cada carga constante de trabajo es de 1 minuto en vez de 2 minutos o superior, por lo que puede que sea necesario una mayor carga de trabajo para detectar ese incremento de la amplitud, ya que la amplitud de la señal sEMG tiene mucha variación. Otra de las posibles causas puede ser la propia muestra analizada. La mayoría de trabajos en los que se ha analizado este método no han estudiado sujetos especializados en dicha actividad. En el caso de sujetos especializados, el músculo puede estar adaptado a cargas altas de trabajo sufriendo menor fatiga que en sujetos no especializados.

Al contrario que lo que propone Camici[25], se ha encontrado una correlación positiva entre los umbrales sEMG_{FT} y los umbrales respiratorios como son VT y RCP, por lo que los se puede especular que todos ellos están relacionados con el mismo mecanismo de fatiga.

9.2 Umbrales de fatiga sEMG calculados a partir del método de los segmentos múltiples

En el caso del método por segmentos múltiples en el test incremental, se han localizado dos puntos de inflexión para todos los músculos de acuerdo a los algoritmos de ajuste y no de manera no subjetiva como se ha determinado en diversos estudios. Además de una correlación positiva significativa, los puntos calculados mediante ajuste a segmentos múltiples tienen valores similares a los umbrales ventilatorios VT y RCP, siendo el primero de ellos (EMG1) comparable con el VT y el segundo (EMG2) comparable con el punto RCP. Esto se cumple para cada uno de los 4 músculos analizados.

De acuerdo con los resultados de la **Tabla 14**, los valores del umbral EMG1 de los distintos músculos analizados presentan valores similares entre sí. Lo mismo ocurre para los umbrales EMG2 obtenidos. A su vez, los umbrales EMG1 y EMG2 tienen valores distintos entre sí, lo cual sucede para cada músculo analizado en particular, así como en comparaciones entre cualesquiera par de músculos. Los resultados de la **Tabla 19** así lo avalan.

Por todo ello, el nuevo método utilizado (estimación mediante ajuste a múltiples segmentos) puede ser propuesto para la determinación de los umbrales de fatiga neuromuscular durante un test incremental 1-minuto como una buena alternativa a los

métodos tradicionales. Estos umbrales podrían también estar relacionados con los mismos mecanismos de fatiga que los umbrales ventilatorios. Además, en el presente proyecto se propone la existencia de dos umbrales, al igual que los umbrales ventilatorios (VT y RCP), y no solo uno como se ha propuesto hasta ahora en la mayor parte de la bibliografía actual.

Métodos de detección similares han sido propuestos en la bibliografía, utilizando sujetos especializados en la actividad a desarrollar. Estos trabajos no han obtenido tanto éxito en el número de detección de dichos puntos de inflexión a la hora de detectar dichos umbrales. Estos trabajos han trabajado con menos músculos y con menos modelos matemáticos.

Hay que destacar que los estudios con sujetos no entrenados en ciclismo principalmente han analizado un único punto de inflexión. Sin embargo, el análisis de sujetos especializados en la técnica del pedaleo da a lugar a la detección de dos puntos de inflexión a partir de regresiones lineales. Se especula que el doble umbral de fatiga muscular puede ser característico de estos sujetos especializados.

9.3 Comparativa entre los umbrales de fatiga obtenidos.

Tal y como se muestran en las tablas comparativas entre ambos métodos en la **sección 8.5**, el umbral calculado a partir del método tradicional en el test incremental de 1-minuto detecta claramente el segundo umbral del nuevo método de análisis propuesto.

Esto puede ser debido a que, hasta que no haya un aumento alto en la amplitud del registro electromiográfico no es suficiente en un único minuto de carga constante, para detectar el aumento de pendiente de la señal pretendido.

Por lo que el nuevo método por segmentos múltiples estima dos puntos de inflexión que coinciden con las potencias de carga de los umbrales de fatiga:

- el primer umbral coincide con el umbral ventilatorio anaeróbico (VT) muy importante en el rendimiento de deportistas de resistencia, como es el caso de los ciclistas
- el segundo umbral estimado que a su vez coincide con el umbral detectado por el método tradicional, coincide con el punto de compensación respiratoria (RCP)

9.4 Comparación entre músculos de la fiabilidad de cálculo

Los 4 músculos analizados trabajan en la zona descendente de la pedalada, en la que el ciclista aplica la mayor porción de fuerza durante una pedalada. Se eligieron dichos músculos por diversos motivos. Por un lado, los músculos VM y VL aportan la mayor parte de fuerza y tienen un incremento gradual a lo largo de todas las cargas hasta el máximo de cada sujeto y trabajan al unísono durante la pedalada, además son los más comunes en la literatura. Por otro lado, el músculo GL es el que mayor variación sufre entre cargas bajas y altas. Por último, el músculo BF uno de los músculos situados en la parte posterior de la pierna que mayor porción de fuerza aporta.

Como era de esperar los resultados obtenidos para el **Vasto Medial** y **Vasto Lateral** son iguales ya que trabajan en sinergia y sincronizados. Sin embargo, han sido los músculos más problemáticos a la hora de calcular los umbrales (en el 60% de los casos no se han obtenido) por dos motivos:

- El primer motivo es que debido a que están situados en la zona de la pierna que más se desplaza, el movimiento de los cables es muy amplio y los

electrodos podían despegarse o desplazarse levemente. Todo ello, podría producir un error en la medida.

- El segundo motivo es debido a la propia naturaleza de la anatomía y biomecánica de la pedalada. Ambos son músculos entrenados, fuertes y eficaces, por lo que en cargas bajas son los músculos que más trabajan. A medida que la carga aumenta el resto de los músculos entran a colaborar para suplementar esa necesidad, por lo que su aportación es más gradual que el resto de los músculos y es más difícil detectar el cambio de pendiente de la señal electromiográfica.

En cambio, el **glúteo** ha sido el más sencillo de analizar (prácticamente en el 100% de los casos se detectaron los umbrales) y el de menor incertidumbre a la hora de calcular los puntos de inflexión. En este caso ocurre justo lo contrario que en los vastos:

- el desplazamiento de la zona donde estaban los electrodos es muy bajo, por lo que no había problemas de ruido debido al desplazamiento o despegue de los electrodos.
- el glúteo es un músculo corto y compacto, lo cual es una característica de los músculos más anaeróbicos, los cuales entran en las cargas altas de trabajo. Por ello su aportación aumenta considerablemente a medida que la carga de trabajo aumenta y es más fácil la detección de los umbrales de fatiga.

Aunque el glúteo no es el músculo que mayor aportación realiza en la pedalada, su funcionamiento va en sintonía con el resto de los umbrales calculados, por lo que se propone como un músculo de mayor fiabilidad a la hora de obtener parámetros de fatiga, por su alta resolución y bajo ruido.

Por último, el **bíceps femoral**, se ha comprobado que es un músculo con el que hay que tener cuidado para tener en cuenta los valores umbrales. Aunque se ha detectado con éxito la mayoría de los umbrales (>80%), la incertidumbre viene debida a que no es un músculo especializado en alto aporte a la pedalada. Si se analiza el registro temporal electromiográfico sujeto a sujeto, se puede comprobar que la duración del epoch es muy variable así como su intensidad, por lo que el cálculo de la amplitud RMS tiene mucho ruido y los valores obtenidos no son fiables.

10 Conclusiones y líneas futuras

10.1 Conclusiones

Se han calculado los umbrales de fatiga metabólicos y ventilatorios un test incremental de 1-minuto, sobre ciclistas de élite.

Se han obtenido los umbrales de fatiga neuromuscular a partir de los registros sEMG calculados con dos métodos distintos para los 4 músculos analizados (VL, VM, BF y GL) que intervienen de manera activa en la pedalada.

Se ha observado que el umbral de fatiga electromiográfica (sEMG_{FT}) calculado con el método tradicional en el test incremental de 1-minuto esta sobreestimado respecto a lo que cita la literatura para tests incrementales de 2 o más minutos.

El método de determinación por segmentos múltiples determina dos umbrales para cada músculo: el primer umbral es similar con el VT ($P > 0,05$) y el segundo umbral se corresponde con el RCP ($P > 0,05$). Además, se detectó que estos dos umbrales son distintos entre sí ($P < 0,05$) para todos los músculos analizados.

El nuevo método es capaz de determinar los dos umbrales ventilatorios (VT y RCP) de modo independiente a partir de la señal EMG en un único test incremental de incrementos de 25 vatios cada minuto.

El presente proyecto ha demostrado que, aplicando técnicas de análisis adecuadas, los registros EMG proporcionan una estimación precisa de los umbrales de fatiga fisiológicos del ciclista y por tanto pueden sustituir a los montajes experimentales más complejos, costosos, e incómodos que tradicionalmente se usan para determinar los parámetros fisiológicos del ciclista.

10.2 Líneas futuras

Tras los resultados obtenidos en este proyecto se plantean las siguientes vías de continuación:

- Validación de los umbrales calculados a partir del método de dos segmentos, mediante test de potencia constante.
- Comparación de los umbrales calculados con el método de los dos segmentos entre:
 - Ciclistas de élite y no de élite
 - Ciclistas de élite a lo largo de una temporada completa (no entrenados, entrenados y sobreentrenados).
- Análisis simultáneo en ambas piernas.
- Influencia del cambio de la postura encima de la bicicleta (aerodinámica, triatleta, ruta), sobre los umbrales de fatiga neuromuscular.
- Se propone el uso del músculo Glúteo Mayor para posteriores estudios electromiográficos de fatiga debido a su alta resolución y bajo ruido, para la posterior realización en pruebas de campo.

11 Bibliografía

- [1] Donald, D., Bishop, J., Cumming, C., & Wade, O. (1955). The effects of exercise on the cardiac output and central dynamics of normal subjects. *Clin Sci*, 14, 37-73.
- [2] Wilmore, J., & Costill, D. (2004). *Physiology of sports and exercise* (2^a ed.). Baltimore: Human kinetics Publishers.
- [3] Wasserman, K. (1978). Breathing during exercise. *New Engl J Med*, 298, 780-785.
- [4] Wasserman, K., Hansen, J., Sue, D., & Whipp, B. (1987). *Principles of exercise testing and interpretation*. Philadelphia: Lea and Febiger.
- [5] Wasserman, K. (2002). Anaerobic threshold and cardiovascular function. *Monaldi Arch Chest Dis*, 58(1), 1-5.
- [6] Wasserman, K., Whipp, B. J., & Koyal, S. (1973). Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. *J Appl Physiol*, 35, 236-243.
- [7] Astrand, P., & Rodahl, K. (1986). *Textbook of work physiology* (3 ed.). New York: McGraw Hill Book Company.
- [8] Byrne, H. K., & Wilmore, J. H. (2001). The effects of a 20-week exercise training program on resting metabolic rate in previously sedentary, moderately obese women. *Int J Sport Nutr Exerc Metab*, 11(1), 15-31.
- [9] McArdle, N., Katch, F., & Katch, V. (2004). *Essentials of exercise physiology* (2^a ed.). Lippincott: Williams and Wilkins.
- [10] Jones, N. L., McCartney, N., Graham, T., Spriet, L. L., Kowalchuk, J. M., Heigenhauser, G. J., et al. (1985). Muscle performance and metabolism in maximal isokinetic cycling at slow and fast speeds. *J Appl Physiol*, 59(1), 132- 136.
- [11] Valentin, H. (1953). [Spiroergometry by Brauer and Knipping; an objective and quantitative test for the evaluation of cardiac and pulmonary function. I. Methodology.]. *Acta Med Scand Suppl*, 277, 90-94.
- [12] Venrath, H. (1953). [Spiroergometry by Brauer and Knipping; an objective and quantitative test for evaluation of cardiac and pulmonary functional ability. II. Its clinical and practical application.]. *Acta Med Scand Suppl*, 277, 95-98.
- [13] Wasserman, K., & Mcilroy, M. C. (1964). Detecting the threshold of anaerobic metabolism in cardio patients during exercise. *Am J Cardiol*, 14, 844-853.
- [14] Wasserman, K., Van Kessel, A., & Burton, G. (1967). Interaction of physiological mechanism during exercise. *J Appl Physiol*, 22, 71-85.
- [15] Sjodin, B., & Jacobs, I. (1981). Onset of blood lactate accumulation and marathon running performance. *Int J Sports Med*, 2, 23-26.
- [16] Farrell, P., Wilmore, J., Coyle, E., Billings, J., & Costill, D. (1979). Plasma lactate accumulation and distance running performance. *Med Sci Sports* 11, 338-344.
- [17] Stegmann, H., Kindermann, W., & Schnabel, A. (1981). Lactate kinetics and individual anaerobic threshold. *Int J Sports Med*, 2, 160-165.
- [18] V. J. Caiozzo , J. A. Davis , J. F. Ellis , J. L. Azus , R. Vandagriff , C. A. Prietto , W. C. McMaster *Journal of Applied Physiology*. Published 1 November 1982Vol. 53no. 5, 1184-1189
- [19] Davis, J.A., Frank, M.H., Whipp, B. J., & Wasserman, K. (1979). Anaerobic threshold alterations caused by endurance training in middle aged men. *J Appl Physiol*, 46(6), 1039-1046
- [20] Heck H, Mader A, Hess G, Mücke S, Müller R, Hollmann W. Justification of the 4-mmol/l lactate threshold. *Int J Sports Med* 1985;6:117–30.

- [21] Beaver WL, Wasserman K, Whipp BJ (1986) A new method for detecting anaerobic threshold by gas exchange. *J Appl Physiol* 60:2020–2027
- [22] Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, Disselhorst-Klug C, Hägg GM. SENIAM European recommendations for surface electromyography: results of the SENIAM project. 1999; Roessingh Research and Development, Enschede
- [23] Shinohara M, Kouzaki M, Yoshihisa T, Fukunaga T (1997) Mechanomyography of the human quadriceps muscle during incremental cycle ergometry. *Eur J Appl Physiol* 76:314–319.
- [24] Briscoe MJ1, Forgach MS, Trifan E, Malek MH. Validating the EMGFT from a Single Incremental Cycling Test. *Int J Sports Med*. 2013 Epub ahead of print.
- [25] 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.
- [26] 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.
- [27] 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.
- [28] deVries HA, Housh TJ, Johnson GO, Evans SA, Tharp GD, Housh DJ, Hughes RA (1990) Factors affecting the estimation of physical working capacity at the fatigue threshold. *Ergonomics* 33:25–33
- [29] 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*. 33:178-85
- [30] C. R. Abbiss , M. J. Quod, G. Levin, D. T. Martin, P. B. Laursen “Accuracy of the Velotron Ergometer and SRM Power Meter” *Int J Sports Med* 2009; 30: 107 – 112
- [31] Moh H. Malek, Jared W. Coburn and Vince Tedjasaputra “Comparison of electromyographic responses for the superficial quadriceps muscles: Cycle versus knee-extensor ergometry” Volume 39, Issue 6, pages 810–818, June 2009
- [32] Pettitt, Robert W.; Clark, Ida E.; Ebner, Stacy M.; Sedgeman, Daniel T.; Murray, Steven R “Gas Exchange Threshold and V[Combining Dot Above]O₂max Testing for Athletes: An Update “(*J Strength Cond Res* 27(2): 549-555, 2013)

12 Glosario de términos

ANOVA: Análisis de varianza

sEMG: Electromiografía de superficie

sEMG_{FT}: umbral de fatiga a partir de Electromiografía de superficie

OBLA: punto de acumulación de lactato

RCP: Punto de compensación respiratoria

VT: umbral anaeróbico ventilatorio

AE: umbral aeróbico ventilatorio

RMS: Raíz cuadrática media

VL: Vasto Lateral

VM: Vasto Medial

BF: Biceps Femoral

GL: Gluteo Mayor

13 Lista de figuras y tablas

13.1 Lista de figuras

| | |
|---|----|
| Figura 1. Músculo esquelético | 7 |
| Figura 2. Estructura de la fibra muscular..... | 8 |
| Figura 3. Vasto medial y lateral (ZygotBodyTM) | 9 |
| Figura 4. Biceps femoris y Gluteus maximus (ZygotBodyTM) | 10 |
| Figura 5. Esquema de una unidad motora..... | 10 |
| Figura 6. Sistema nervioso y partes del Plexo Lumbar | 11 |
| Figura 7. Fibras de UMs de tipo I y tipo II | 11 |
| Figura 8. Esquema de una contracción voluntaria, en el sistema nervioso | 13 |
| Figura 9. Powermeter y Powercontrol SRM | 17 |
| Figura 10. Pulsómetro Polar 610 y sensor de frecuencia cardíaca Wearlink | 17 |
| Figura 11. Oxycon Mobile, Analizador de Gases y electrocardiógrafo..... | 18 |
| Figura 12. Analizador de Lactato Lactate Scout..... | 19 |
| Figura 13. Acelerómetro de monitorización de actividad física y software de análisis.... | 19 |
| Figura 14. Amplificador MP36Biopac | 20 |
| Figura 15. Cable SS2L y electrodos empleados para captación..... | 20 |
| Figura 16. Ajuste del cicloergómetro a las medidas de cada ciclista con el medidor Calibix® | 23 |
| Figura 17. Ejemplo de colocación y sujeción de cables y electrodos en el ciclista, con el ciclista preparado en el cicloergómetro previo al test..... | 24 |
| Figura 18. Ejemplo de la curva de potencia con respecto al tiempo de un test incremental. En gris la potencia instantánea y en negro la potencia filtrada con una ventana deslizante de 21 segundos | 24 |
| Figura 19. Sistema Oxycon Mobile dispuesto previo al test incremental | 25 |
| Figura 20. Ejemplo de la señal completa electromiográfica de los distintos músculos capturada durante la prueba incremental. De arriba a abajo, Vasto Lateral, Vasto Medial, Biceps Femoral y Glúteo..... | 26 |
| Figura 21. Ejemplo de 11 pedaladas de la señal electromiográfica de los músculos capturada durante la prueba incremental. De arriba a abajo, Vasto Lateral, Vasto Medial, Biceps Femoral y Glúteo..... | 27 |
| Figura 22. Ejemplo de un test incremental. Arriba la gráfica de potencia durante la prueba, y abajo el RMS de las señales electromiográficas para los 4 músculos..... | 29 |
| Figura 23. Ejemplo representativo para el método para la estimación del umbral de fatiga neuromuscular (SEMG _{FT}) en un test incremental. Arriba gráfica del RMS de la señal sEMG durante el test incremental. Abajo Regresión correspondiente a la gráfica RMS vs tiempo | 30 |

| | |
|---|----|
| Figura 24. Ejemplo de análisis de los valores RMS de la señal electromiográfica de un músculo para escalones de potencia constante durante el test incremental | 32 |
| Figura 25. Ejemplo de análisis de puntos de interés de la potencia RMS de la señal sEMG de un músculo durante el test incremental..... | 34 |
| Figura 26. Ejemplo de los ajustes de modelos de 3 segmentos con zonas de incertidumbre o transición. Los triángulos muestran los puntos de cambio de segmento con mejor ajuste R2, los círculos los puntos con un ajuste R2 próximo al máximo (a menos de un 5 por mil). En color azul el primer cambio de segmento y en color rojo el segundo cambio de segmento..... | 35 |

13.2 Lista de tablas

| | |
|---|----|
| Tabla 1. Altura peso y edad de los sujetos a analizar. Los sujetos fueron hombres con edad (media \pm SD) 21 ± 3 años, peso 70 ± 5 Kg y altura 180 ± 5 cm. * Sujeto no válido. | 22 |
| Tabla 2. Características antropométricas y fisiológicas (media \pm SD) de los participantes (N=12)..... | 37 |
| Tabla 3. Cargas de potencia de los distintos umbrales de cada ciclista durante el test incremental | 37 |
| Tabla 4. Cargas de potencia (media \pm SD) correspondientes a los distintos umbrales calculados..... | 38 |
| Tabla 5. Cargas de potencia sEMG _{FT} para cada sujeto y músculo durante el test incremental | 38 |
| Tabla 6. Cargas de potencia sEMG _{FT} (media \pm SD) correspondientes a los distintos músculos..... | 38 |
| Tabla 7. P-valores de la comparación de las potencias de carga de los distintos umbrales de fatiga con el método de deVries a partir del test ANOVA. En casilla roja P<0,001 (umbrales muy distintos), en casilla naranja P<0,05 (umbrales distintos) y en casilla verde, el resto (umbrales comparables). | 39 |
| Tabla 8. Tabla de los coeficientes de correlaciones (triángulo inferior) y P-valores (triángulo superior) de las correlaciones entre los umbrales obtenidos a partir del método de deVries. En casilla verde correlaciones significativas (P-valor<0,05) y en casilla roja correlaciones no significativas | 39 |
| Tabla 9. Valores de ajuste R2 de cada modelo para el músculo Vasto Lateral | 40 |
| Tabla 10. Valores de ajuste R2 de cada modelo para el músculo Vasto Medial | 40 |
| Tabla 11. Valores de ajuste R2 de cada modelo para el músculo Biceps Femoral..... | 40 |
| Tabla 12. Valores de ajuste R2 de cada modelo para el músculo Glúteo | 41 |
| Tabla 13. Valores de los Vatios en los que se producen el primer(1) y segundo (2) cambio de segmentos en el análisis por regresión lineal por múltiples segmentos en cada sujeto en las señales electromiográficas sEMG de los músculos VL, VM, BF y GL..... | 42 |
| Tabla 14. Tabla resumen de los Vatios en los que se producen el primer(1) y segundo (2) cambio de segmentos en el análisis por regresión lineal por múltiples segmentos en las señales electromiográficas sEMG de los músculos VL, VM, BF y GL..... | 42 |

| | |
|---|----|
| Tabla 15. Tabla de las zonas de incertidumbre o transición para los cambios de segmento para el músculo VL | 42 |
| Tabla 16. Tabla de las zonas de incertidumbre o transición para los cambios de segmento para el músculo VM | 43 |
| Tabla 17. Tabla de las zonas de incertidumbre o transición para los cambios de segmento para el músculo BF | 43 |
| Tabla 18. Tabla de las zonas de incertidumbre o transición para los cambios de segmento para el músculo GL..... | 44 |
| Tabla 19. P-valores de la comparación de las potencias de carga de los distintos umbrales de fatiga con el método de los 2 segmentos, a partir del test ANOVA. En casilla roja $P < 0,001$ (umbrales muy distintos), en casilla naranja $P < 0,05$ (umbrales distintos) y en casilla verde el resto (umbrales comparables) | 44 |
| Tabla 20. Tabla de los coeficientes de correlaciones (triángulo inferior) y P-valores (triángulo superior) de las correlaciones entre los umbrales obtenidos a partir del método de 2 segmentos. En casilla verde correlaciones significativas ($P\text{-valor} < 0,05$) y en casilla roja correlaciones no significativas | 45 |
| Tabla 21. Comparativa de los umbrales a partir del registro electromiográfico para el músculo Vastus Lateralis (VL)..... | 46 |
| Tabla 22. Comparativa de los umbrales a partir del registro electromiográfico para el músculo Vastus Medialis (VM)..... | 46 |
| Tabla 23. Comparativa de los umbrales a partir del registro electromiográfico para el músculo Biceps Femoris (BF)..... | 46 |
| Tabla 24. Comparativa de los umbrales a partir del registro electromiográfico para el músculo Gluteus Maximus (GL) | 46 |