

TRABAJO FIN DE GRADO

FACULTAD UNIVERSITARIA DE FISIOTERAPIA

“CAMPUS DUQUES DE SORIA”

CURSO 2014/2015



Electromiografía de superficie (EMGs) en el diagnóstico y detección de la fatiga en ciclistas

ALUMNO: IVÁN NUIN AMURIZA

TUTOR: Prof. Dr. ALFREDO CÓRDOVA MARTÍNEZ

Soria, 30 de Junio del 2015

ÍNDICE

REFERENCIA DE ABREVIATURAS.....	5
RESUMEN	7
ABSTRACT	8
I. JUSTIFICACIÓN	9
II. OBJETIVOS	10
III. MATERIAL Y MÉTODOS.....	11
IV. INTRODUCCIÓN	13
IV.1. Tipos de fibras musculares	15
V. FATIGA MUSCULAR.....	16
V.1. Tipos de fatiga	17
VI. BASES DE LA ELECTROMIOGRAFÍA.....	19
VI.1. Registro Electromiográfico.....	20
VI.2. Electroodos.....	23
VI.3. Cables	25
VI.4. Tratamiento de la señal	26
VI.4.1. Amplificación y filtrado de la señal.....	26
VI.4.2. Cuantificación de la señal	26
VI.4.2.1. Variables de frecuencia	26
VI.4.2.2. Variables de amplitud	27
VI.5. Normalización de los datos.....	29
VII. ANÁLISIS BIOMECÁNICO DEL PEDALEO.....	30
VII.1. Fases del pedaleo	30
VII.2. Patrón de activación muscular y normalización EMG en el ciclismo ...	32
VII.3. Caracterización de la activación de los patrones musculares del miembro inferior durante el pedaleo.....	33
VII.3.1. Niveles de activación de los músculos del miembro inferior	33

VII.3.2. Tiempo de activación de los músculos de las extremidades inferiores	34
VII.4. Factores que pueden influir en los patrones electromiográficos durante el pedaleo	38
VII.4.1. Potencia de salida	38
VII.4.2. Cadencia o frecuencia de pedaleo	38
VII.4.3. La pendiente y la postura	40
VII.4.4. Interfaz calzado-pedal	43
VII.4.5. Nivel de entrenamiento	43
VII.4.6. Fatiga muscular	44
VIII. APLICACIONES PRÁCTICAS DEL ESTUDIO.	45
IX. CONCLUSIONES	47
BIBLIOGRAFÍA	48

INVA

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar quería agradecer a mi tutor Alfredo Córdova Martínez su total entrega y disponibilidad, así como su apoyo e innumerables consejos, sin los cuales este trabajo no hubiera sido posible.

A Marta Pardo, por estar ahí siempre, incansable, apoyándome y ayudándome.

Por último, a mi familia, un gran apoyo, que creyeron en mi desde el primer momento, gracias por estar ahí siempre.

INNA

REFERENCIA DE ABREVIATURAS

- EMG Electromiografía/Electromiográfico
- EMGs Electromiografía de superficie
- UNM Unión neuromuscular
- UMs Unidades motoras
- PUM Potencial de unidad motora
- MUAP Potencial de acción de la unidad motora
- ATP Adenosin trifosfato
- ATPasica Adenosin trifosfatasa
- Ca^{+2} Calcio
- Mg^{+2} Magnesio
- Zn Zinc
- SNC Sistema nervioso central
- β Beta
- α Alfa
- ACTH Hormona Adeno-corticotropa
- CK Creatinquinasa
- GOT Transaminasa glutámico oxalacética
- TNF Factor de necrosis tumoral
- IL Interleuquina
- SENIAM (Surface EMG for a non-invasive assessment of muscles)
EMG de superficie para un análisis no invasivo de los músculos.
- Ag/AgCl Plata/cloruro de plata
- MF Frecuencia mediana
- RMS Root mean square o Línea media cuadrática
- TMM Test muscular manual
- CVMI Contracción voluntaria máxima isométrica
- CVM Contracción voluntaria máxima
- mV Milivoltios
- μV Microvoltios
- W Vatios

- TDC Punto muerto superior
- BDC Punto muerto inferior
- VM Vasto medial
- VL Vasto lateral
- SOL Soleo
- RF Recto femoral
- GL Gastrocnemio lateral
- TA Tibial anterior
- GM Gastrocnemio medial
- GL Gastrocnemio lateral
- BF Bíceps femoral
- SM Semimembranoso
- GMax Glúteo mayor
- RMN Resonancia magnética nuclear

INNA

RESUMEN

El presente trabajo pretende explicar brevemente los aspectos concernientes a la fisiología y la fatiga muscular, y las bases de la electromiografía (EMG). Así mismo, se ha llevado a cabo un análisis biomecánico del pedaleo, para poder describir los patrones de activación muscular típicos, en cuanto a nivel de actividad y tiempo de activación de los principales músculos de las extremidades inferiores durante el pedaleo. Se han analizado los principales factores que pueden influir en estos patrones electromiográficos (EMG) durante el mismo, como la potencia de salida, cadencia o frecuencia de pedaleo, pendiente, postura, conjunto calzado-pedal, nivel de entrenamiento y fatiga muscular; que producen alteraciones en el tiempo de activación y coordinación muscular. Además se pretende dar a conocer las importantes aplicaciones prácticas de la EMG, no solo en el ciclismo permitiendo mejorar la eficacia mecánica del ciclista, sino también en otros aspectos como son, la determinación de la función normal de los músculos, la evaluación previa y posterior a un tratamiento quirúrgico, ortésico y/o protésico, el establecimiento de programas de rehabilitación, análisis de la marcha, biorretroalimentación, etc. todas ellas de especial relevancia en la terapia física y rehabilitación manejados por el fisioterapeuta.

Palabras claves: Electromiografía, Fatiga, Musculo esquelético, Ciclismo, Rehabilitación.

ABSTRACT

This paper aims to briefly explain the aspects concerning the physiology and muscle fatigue, and the basis of electromyography (EMG). Likewise, it has carried out a biomechanical analysis of pedaling, to describe the typical muscle activation patterns in terms of level of activity and activation time of the major muscles of the lower limbs during pedaling. We analyzed the main factors that can influence these patterns electromyography (EMG) for the same situation of pedalling, such as: the output power, cadence or pedalling rhythm/cadence, gradient, posture, shoe-pedal set, level of training and muscle fatigue; those facts produce changes in activation time and muscle coordination. Further it seeks to highlight the important practical applications of EMG, not only in cycling allowing further improve mechanical efficiency to the cyclist, but also in other aspects such as the determination of normal muscle function, pre- and post-surgical treatment assessment, orthotic and / or prosthetic treatment, the establishment of rehabilitation programs, gait analysis, biofeedback, etc. All of which are of particular relevance in physical therapy and rehabilitation therapy handled or managed by the physiotherapist.

Keywords: Electromyography, Fatigue, Skeletal Muscle, Cycling, Rehabilitation.

I. JUSTIFICACIÓN

La fatiga muscular tiene múltiples definiciones, podríamos asumir la siguiente “la disminución en el rendimiento físico asociado a un aumento real y/o a la dificultad percibida al realizar una tarea o ejercicio” (1), pero existen muchas otras, todas válidas. Puede deberse a muchos mecanismos diferentes, que van a dar lugar a una reducción de la capacidad para realizar una tarea.

Entre los mecanismos causales de la misma se, incluyen procesos fisiológicos que pueden ser detectados mediante la electromiografía (EMG). La EMG es una medida de detección indirecta de la actividad muscular, ya que se encarga de detectar la actividad eléctrica que se genera por el paso del impulso nervioso, que provoca un potencial de acción en la membrana de la célula muscular, generándose un campo eléctrico que es detectado mediante los electrodos de superficie (2, 3, 4).

El registro electromiográfico va a reflejar en tiempo real parámetros como, la activación muscular, el timing muscular (tiempo de activación y desactivación de un músculo), la aparición o no de fatiga muscular, la presencia y/o alteración de la coordinación intermuscular, aspectos que son relevantes en la práctica fisioterápica. Lo que nos va a permitir controlar el nivel de intensidad adecuado para que se lleve a cabo la tarea motora requerida, con las consiguiente optimización del rendimiento y evitando el fracaso de cualquier proceso fisiológico.

Actualmente la electromiografía de superficie (EMGs) es una herramienta novedosa para los fisioterapeutas, presentado multitud de aplicaciones prácticas, como son el análisis de un gesto, del patrón de la marcha, la evaluación de la fatiga, la valoración de la actividad muscular durante un proceso diagnóstico y/o terapéutico, facilitar técnicas de miofeedback (retroalimentación muscular), evaluación del rendimiento deportivo, valoración de trastornos neuromusculares, la coactivación, etc (3).

Mediante este trabajo se pretende acercar los conocimientos básicos de la EMGs al fisioterapeuta, para aproximarlos a una técnica de futuro, que puede ser una gran aliada en la terapia física y como método de investigación, que otorgaría a la fisioterapia la solidez y credibilidad que aún no atesora.

II. OBJETIVOS

El objetivo general de este trabajo es revisar y actualizar la bibliografía actual acerca de la detección de la fatiga en el ciclismo por medio de la EMG.

Como objetivos específicos nos proponemos:

- La descripción del registro EMG de los parámetros de activación de los músculos de las extremidades inferiores en el ciclismo
- Análisis de los diferentes factores que afectan a los patrones de activación muscular en el ciclista: la potencia de salida, cadencia o frecuencia de pedaleo, pendiente y postura, conjunto (interface) calzado-pedal, nivel de entrenamiento y fatiga.

MINIA

III. MATERIAL Y MÉTODOS.

Se ha realizado mediante una búsqueda (no sistemática) en la base de datos “PubMed”, “Dialnet” y “Google Académico”.

En primer lugar, se utilizó la base PubMed estableciendo los límites de publicación del artículo de hasta 10 años atrás, que estuvieran en Inglés, Francés, o Español. Se utilizaron en una primera búsqueda (no sistemática) los términos “*Electromyography*”, “*Surface electromyography*”, “*Fatigue*”, “*Skeletal Muscle*”, “*Cycling*”, “*Biomechanical*”, “*Sport*”, “*muscle coordination*”, y “*Rehabilitation*” En las búsquedas se emplearon los operadores lógicos o Booleanos AND y OR para combinar o sumar términos respectivamente. Posteriormente utilizamos el resto de las bases de datos, “Dialnet” y “Google Académico”, utilizando los términos de búsqueda, “*Electromiografía*”, “*Electromiografía de superficie*”, “*Fatiga*”, “*Musculo esquelético*”, “*ciclismo*”, “*biomecánica*”, “*deporte*”, “*coordinación muscular*” y “*Rehabilitación*”.

Tras la lectura comprensiva de los artículos de interés, se amplió la búsqueda para profundizar en aspectos puntuales que relacionasen la electromiografía con la fatiga y el ciclismo, para mejorar el trabajo. Se han consultado directamente literatura bibliográfica, información de sitios web especializados, así como en “Tesis Doctorales” de electromiografía, fatiga muscular y ciclismo.

III.1. Criterios de inclusión.

- Artículos acerca del musculo esquelético.
- Artículos sobre la fatiga muscular.
- Artículos o estudios de electromiografía de superficie y ciclismo.
- Artículos sobre análisis biomecánico del pedaleo.
- Artículos sobre electromiografía de superficie y rehabilitación.

Se emplearon además filtros adicionales para acotar la búsqueda:

- Artículos científicos de estudio en humanos.
- Artículos científicos publicados en los últimos 10 años.
- Artículos científicos de Revisión.

III.2. Criterios de exclusión.

- Artículos que emplearan la electromiografía para el diagnóstico de patologías.
- Artículos que emplearan la electromiografía para otros deportes que no fueran el ciclismo.
- Artículos que no estuvieran relacionados con la rehabilitación y el deporte.

INNA

IV. INTRODUCCIÓN

El sistema muscular está constituido por el conjunto de músculos esqueléticos, que tienen como objetivo el movimiento del cuerpo, que se debe a la acción conjunta y coordinada de huesos y músculos (aparato locomotor), respondiendo a órdenes que recibe del sistema nervioso y endocrino (5, 6). Cuando el músculo recibe un impulso nervioso se contrae, esto es debido a la unión entre las fibras nerviosas y musculares, denominada “placa motora” o “unión neuromuscular” (UNM) (6).

El músculo está formado por células musculares esqueléticas, y cada célula muscular tiene una membrana denominada “sarcolema” y un citoplasma llamado “sarcoplasma”. En su interior se encuentran haces finos de fibrillas (miofibrillas) que a su vez están constituidas por fibras más delgadas llamadas miofilamentos. Las miofibrillas se dividen en una serie de unidades repetidas longitudinalmente (sarcomeros) que constituyen la unidad funcional del músculo. Cada sarcomero posee *miofilamentos finos*, compuestos por una proteína que se llaman “actina”, y *miofilamentos gruesos*, compuestos por otra proteína denominada “miosina”. Ambos se extienden en ambas direcciones y se intercalan entre ellos (Figura 1) (5, 6).

En la hélice de la actina se sitúa una proteína, la tropomiosina, cada molécula de esta ocupa siete monómeros de actina. Cerca de su extremo se encuentra un complejo proteico llamado “troponina” que está formado por tres subunidades: *troponina C*, para unir los iones de calcio; *troponina T*, que se une a la tropomiosina; y *troponina I*, que tiene una función inhibidora sobre la actina (5, 6).

La célula muscular tiene un desarrollado sistema de membranas, los *túbulos T* y el *retículo sarcoplasmático*, importantes en la despolarización eléctrica que se produce desde la superficie celular hacia el interior, regulando la movilización del Ca^{2+} (calcio). Para que todo esto se pueda llevar a cabo es necesario abundante energía en forma de ATP (Adenosin trifosfato), por ello estas células contienen gran cantidad de mitocondrias (Figura 1) (5, 6).

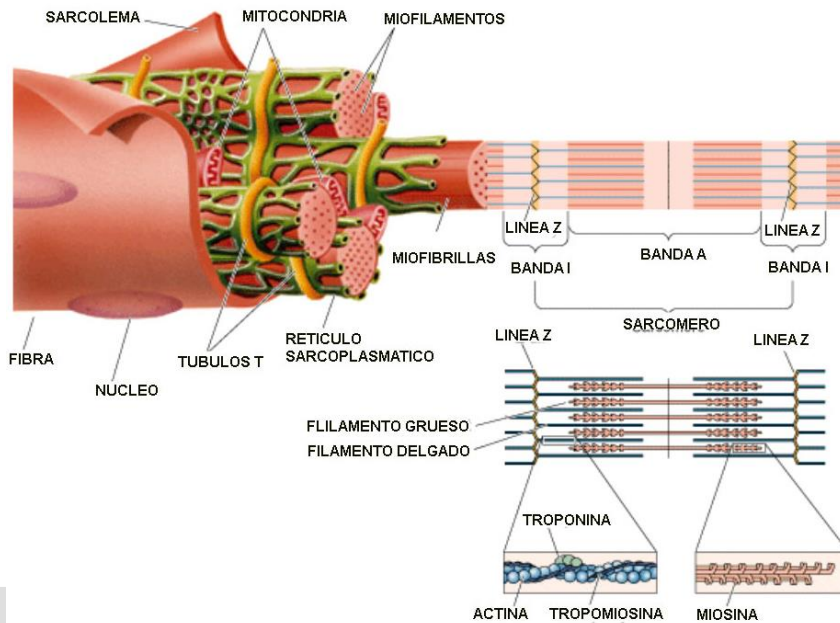


Figura 1. Estructura microscópica del músculo esquelético.

Las células musculares junto al tejido conectivo van a formar la estructura muscular. El tejido conectivo, que es esencial para la transmisión de la fuerza generada por las células musculares, reviste cada célula muscular denominándose “endomisio”, el agrupamiento de estas células en fascículos, rodeados a su vez por el tejido conectivo se llama “perimisio” y la última envoltura que rodea a todo el músculo es el “epimisio”. Estas envolturas pueden continuar con el tejido fibroso formando los tendones, que anclan el músculo al hueso (Figura 2) (5, 6).

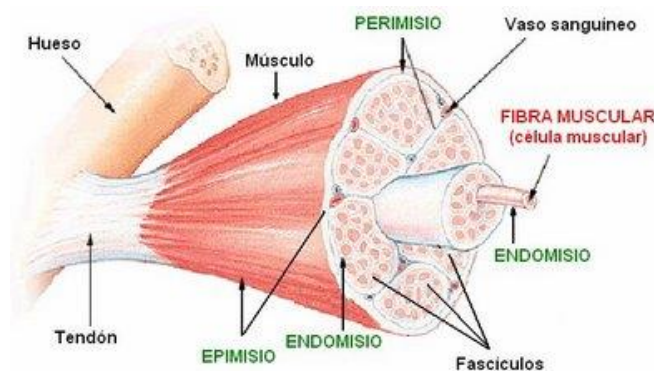


Figura 2. Estructura macroscópica del músculo esquelético.

Aunque la propiedad fisiológica fundamental que caracteriza la función muscular es la contractibilidad, también tiene otras propiedades como son: la excitabilidad (capacidad de recibir y responder al estímulo), la extensibilidad (capacidad para ser estirado) y la elasticidad (capacidad para volver a su estado original tras ser estirado o contraído) (5, 6).

Desde el punto de vista de la contracción se distinguen tres tipos de contracciones musculares: a) **contracción isométrica**, en la que los extremos del musculo están fijos y por ello no se produce acortamiento produciendo únicamente modificaciones en la fuerza o tensión del musculo; b) **isocinética**, que se realiza manteniendo constante la velocidad angular, esto se consigue mediante aparatos que prefijan la velocidad a la que se va a realizar el movimiento, adaptándola a la resistencia y carga de trabajo, lo que va a permitir que se desarrolle la máxima tensión para cada ángulo; c) **isotónica**, en la que solo uno de los extremos del musculo esta fijo, pudiéndose acortar libremente y provocando modificaciones exclusivamente en la longitud del musculo. Este tipo de contracción se produce en la mayoría de movimientos cotidianos, y por ello se tiende a utilizar el término de “contracción dinámica”, pero en realidad es imposible mantener la misma tensión durante todo el tiempo de contracción en los movimientos reales. Dentro de este tipo de contracción distinguimos dos subtipos: a) contracciones concéntricas donde existe una concordancia entre el sentido del acortamiento y el movimiento de la carga y b) contracciones excéntricas en donde el sentido de la contracción es contrario al movimiento de la carga (5).

IV.1. Tipos de fibras musculares

Hay distintos tipos de fibras musculares y cuando se realiza una contracción no todas se activan, dependen de las características de cada una y de su función. Estas características pueden ser: la fuerza máxima que genera, la velocidad de contracción, la resistencia a la fatiga, las capacidades glucolíticas y oxidativas, o la actividad ATPasica (Tabla 1) (5):

Tabla 1. Tipos de fibras musculares esqueléticas y propiedades más relevantes.

TIPO DE FIBRA	<i>Lenta oxidativa I (Roja)</i>	<i>Rápida oxidativa IIa (Roja)</i>	<i>Rápida glucolítica IIb (Blanca)</i>
Estructura			
Diámetro	Pequeño	Intermedio	Grande
Grosor discos Z	Ancho	Intermedio	Estrecho
Nº mitocondrias	Alto	Alto	Bajo
Unión neuromuscular	Intermedia	Pequeña y simple	Grande y compleja
Retículo sarcoplasmático	Pequeño	Grande	Grande
Contenido de mioglobina	Alto	Alto	Bajo
Nº de capilares	Muchos	Muchos	Pocos
Metabolismo			
Capacidad oxidativa	Alta	Alta	Baja
Capacidad glucolítica	Baja	Alta	Alta
Mecánica			
Velocidad de contracción	Lenta	Rápida	Rápida
Resistencia a la fatiga	Alta	Intermedia	Baja
ATP-asa miosina	Lenta	Rápida	Rápida

ATPasa: adenosin trifosfatasa

V. FATIGA MUSCULAR

La fatiga es un término usado para describir la disminución del rendimiento físico asociado a un aumento real y/o a la dificultad percibida al realizar una tarea o ejercicio (1). Tiene una misión protectora, avisando al organismo sobre la debilidad en las reservas energéticas o que empieza a aparecer una incapacidad funcional (6).

Durante el proceso de la contracción muscular se producen una serie de acontecimientos dominados por órdenes cerebrales que desembocan en los puentes cruzados de actina-miosina, por lo tanto la fatiga puede estar asociada a alteraciones en el sistema nervioso central (SNC) o por causas en la actividad contráctil. Estas alteraciones y los diferentes sistemas orgánicos los podemos ver en la tabla 2 (6).

Tabla 2. Factores etiopatogénicos de la fatiga.

Nutricionales	Endocrinológicos	Inmunológicos
<ul style="list-style-type: none"> ✓ Desajustes minerales (Ca⁺², Mg⁺², Zn) ✓ Alteraciones de electrolitos ✓ Alteraciones del agua ✓ Alteraciones en la captación de aminoácidos 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ ↓ testosterona ✓ ↓ Hormona de crecimiento (Gh) ✓ ↑ Cortisol ✓ ↓ β-endorfinas ✓ ↑ ACTH 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Inflamación muscular y daño muscular (↑ CK, ↑ Mioglobina, ↑ GOT, ↑ Interleuquinas, [TNF, IL-6]) ✓ Inmunosupresión
Metabólicos	Neuromusculares	Factores nerviosos y psicológicos
<ul style="list-style-type: none"> ✓ Fallo en el suministro de energía (ATP- Creatina fosfato, Glucógeno, Oxígeno, Ácidos grasos libres) ✓ Acumulación de metabolitos (Lactato y pH, Amonio) 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Alteraciones en la placa motora ✓ Tipo de fibras ✓ Daño muscular 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ ↓ Neurotransmisores ✓ Alteraciones en la sinapsis ✓ Estrés ✓ Ansiedad ✓ Motivación
Entrenamiento y/o trabajo	Ambientales	Factores Patogénicos
<ul style="list-style-type: none"> ✓ Tipo de ejercicio ✓ Volumen, intensidad ✓ Frecuencia ✓ Pautas de recuperación 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Altitud ✓ Temperatura ✓ Humedad 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Infecciones ✓ Traumatismos ✓ Intervenciones quirúrgicas ✓ Exceso de entrenamiento ✓ Anemia, etcétera.

V.1. Tipos de fatiga

Desde un punto de vista práctico podemos distinguir dos tipos de fatiga, que van a intervenir directamente en el proceso de contracción muscular (6).

La fatiga **central** o de regulación, donde la causa se sitúa por encima de la placa motora, provocando una disminución de la activación voluntaria del musculo que es debida a una disminución del número y las tasas de descarga de las unidades motoras (UMs), reclutadas al inicio de la generación de la fuerza muscular (1, 6).

Fatiga **periférica** o de efectuación, que afecta a estructuras por debajo de la placa motora, produciéndose una disminución en la fuerza muscular de contracción de las fibras musculares y cambios en los mecanismos que subyacen a la transmisión de los potenciales de acción muscular (1, 6).

Durante las contracciones sostenidas en esfuerzos máximos o submáximos se produce fatiga central y periférica, mientras que en contracciones intermitentes sólo se produce fatiga central. La fatiga es más evidente en esfuerzos máximos, si es un esfuerzo submáximo o hay suficiente descanso entre contracciones se produce solamente fatiga periférica (6).

Desde el punto de vista neuromuscular el conjunto de lugares que pueden conducir a la aparición de la fatiga, y por lo tanto a una disminución de la fuerza, se muestran en la figura 3 (1).

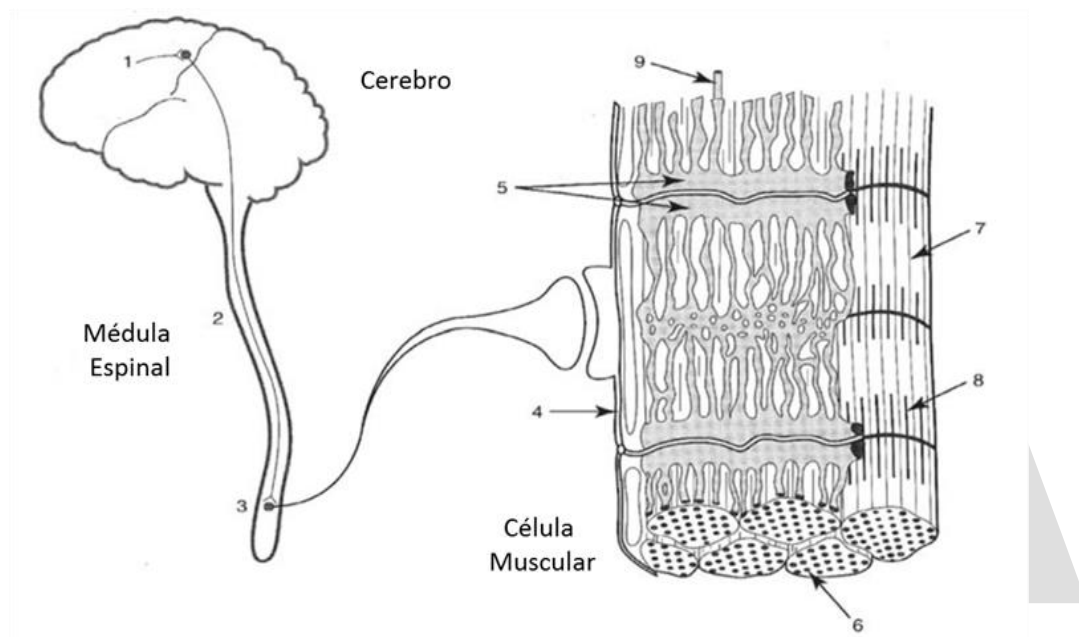


Figura 3. Lugares que pueden contribuir a la aparición de fatiga y disminución de la generación de fuerza. Podemos ver alteraciones en; 1- La activación de la corteza motora primaria. 2- La propagación del comando desde el sistema nervioso central (SNC) a las motoneuronas α (las vías piramidales). 3- La activación de la UM y músculos. 4- La propagación neuromuscular (incluyendo la propagación en la UNM). 5- El acoplamiento excitación-contracción. 6- La disponibilidad de sustratos metabólicos. 7- Estado del medio intracelular. 8- El rendimiento del aparato contráctil. 9-El flujo de sangre. Pudiéndose observar donde se produce la fatiga central [1 a 3] y donde se produce fatiga periférica [4 a 9].

VI. BASES DE LA ELECTROMIOGRAFÍA

La EMG es una medida de valoración indirecta de la actividad muscular, ya que se encarga de detectar la actividad eléctrica que se genera por el paso del impulso nervioso (2) que provoca un potencial de acción en la membrana de la célula muscular. Este potencial está compuesto de tres fases: la despolarización de la membrana, la repolarización y un periodo de hiperpolarización (4). Esto se debe a una difusión iónica dentro de la célula muscular a través del sistema tubular (Figura 4) (4) lo que genera un campo eléctrico que es recogido por los electrodos de EMG (Figura 5) (3, 4). Además, este potencial de acción se propaga a través de toda la fibra muscular en ambas direcciones (4).

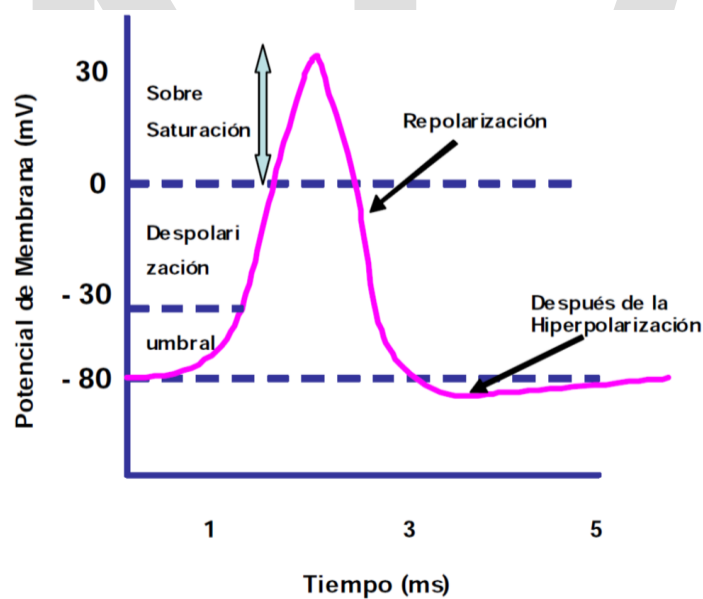


Figura 4. Fases del potencial de acción.

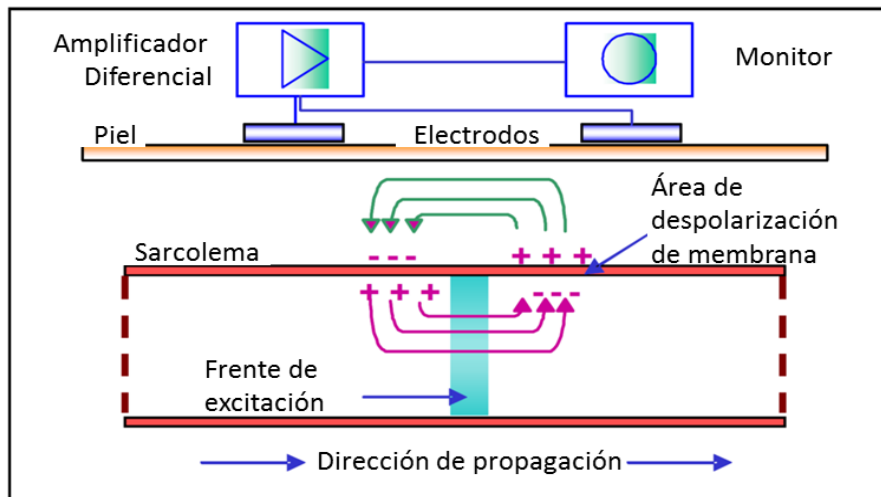


Figura 5. Campo eléctrico detectado por los electrodos.

Actualmente se distinguen dos tipos de EMG: a) clínica, que se ocupa de la patología neuromuscular, al estudiar las características del potencial de la unidad motora (PUM) y b) cinesiológica, que permite analizar el tiempo de activación muscular durante la tarea estudiada (cuando comienza actuar y cuando termina), así como el pico máximo de actividad. Por ello se ha indicado que esta estudia la función muscular y la coordinación; además de conocer el grado de generación de fuerza por parte del musculo y su grado de fatiga (2).

VI.1. Registro Electromiográfico

Se compone de las señales provenientes de los potenciales de acción generados en las fibras musculares y de otras denominadas “ruido” (la piel, campos electromagnéticos, artefactos de movimiento, aparatos eléctricos, interferencia de red, etc) (2).

La señal de propagación que se ve en la EMG viene dada por la fase de despolarización de la membrana y el ciclo de repolarización, en forma de una onda de despolarización o dipolo eléctrico. La unidad motora se compone de muchas fibras musculares y el par de electrodos van a detectar la magnitud de todas las fibras inervadas dentro de esa unidad motora, lo que nos va a dar el potencial de acción de la unidad motora (MUAP), que difiere en forma y tamaño dependiendo de la orientación de la fibra en relación a la zona de los electrodos (4).

En estudios dinámicos los MUAPs de todas unidades motoras activas detectables en el lugar donde está colocado el electrodo se superponen eléctricamente, observándose como una señal bipolar con una distribución simétrica de amplitudes negativas y positivas. Cuanto mayor sea la frecuencia de descarga de los MUAPs y su reclutamiento, mayor será la magnitud y densidad de la señal observada. Esto nos va a permitir obtener estrategias de control para ajustar el proceso de contracción y modular la producción de fuerza de los músculos implicados (4).

La señal que se obtiene sin filtrar es la “Raw signal o señal bruta” (pre-amplificada, debido a los electrodos activos, si es que se utilizan). Está compuesta de periodos de contracción y relajación, en el periodo de relajación observamos la línea de base EMG, que depende de muchos factores (calidad del amplificador, ruido ambiente y la calidad de la condición de detección dada), y si estos factores están en márgenes adecuados la línea no debe ser superior a 3-5 μV (Figura 6) (4).

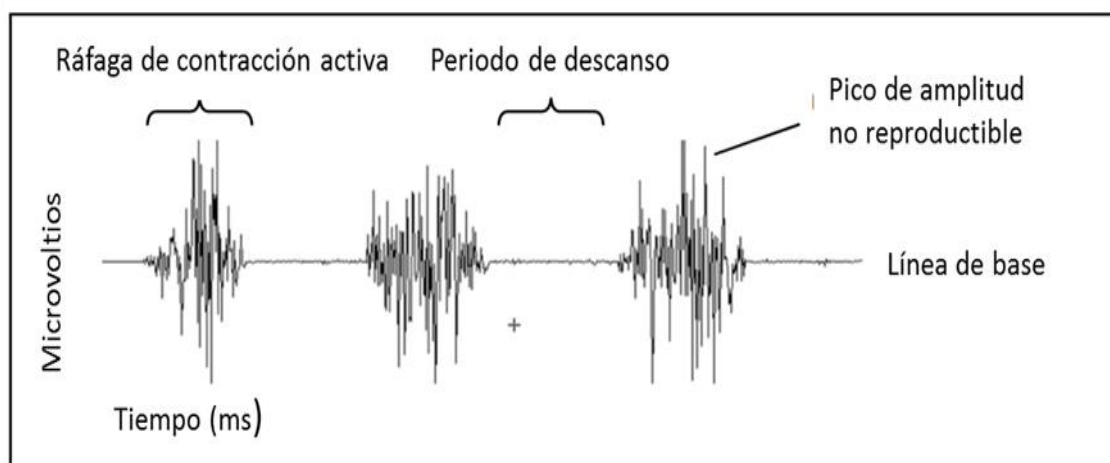


Figura 6. Raw Signal o señal bruta.

La calidad de la señal tiene muchos factores que pueden alterarla:

- a. Las características del tejido. La conductividad eléctrica varía con el tipo de tejido, con el espesor y con los cambios fisiológicos y de temperatura (Figura 7) (7).

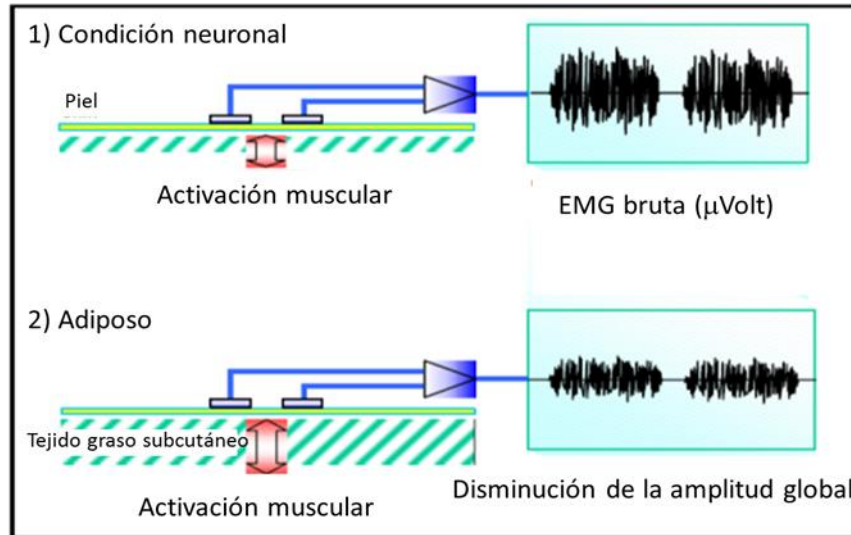


Figura 7. Cambio en la señal EMG debido al espesor del tejido subcutáneo.

- b. Diafonía fisiológica o “cross talk”. La posibilidad de registrar señales de otros músculos cercanos al estudiado, que se produce principalmente con los electrodos de superficie. De hecho se puede confundir con una co-contracción cuando se lleva a cabo un registro simultáneo de agonistas-antagonistas (2). Este fenómeno no debería superar el 10%-15% del contenido general de la señal (4).
- c. Cambios en la geometría entre el vientre muscular y la zona de los electrodos. Producido por un cambio en la distancia entre el origen de la señal y el sitio de detección lo que alterara la lectura de la EMG, siendo este uno de los problemas en estudios dinámicos. O el que se puede producir por la presión externa sobre el electrodo (4).
- d. Ruido externo (4).
- e. Electrodo y amplificadores. Pueden agregar contenido a la línea de base, por ello hay que hacer una selección de calidad. Además el ruido del pre-amplificador (electrodo activo) en el electrodo no debe exceder los 5 mV (4).

VI.2. Electrodo

Existen dos tipos, de alambre fino (Figura 8) y superficiales. Los primeros son invasivos y se introducen en el musculo mediante una aguja que hace de guía (Figura 9) (2, 4). Entre sus ventajas encontramos la posibilidad de, registrar una zona específica, los músculos profundos, aislar partes de los músculos largos y registrar músculos pequeños, que sería imposible mediante electrodos de superficie debido al “cross talk”. Y sus inconvenientes son, la generación de molestias, puede aumentar la tensión o espasticidad, los calambres, la menor reproducibilidad y que pueden desplazarse en el interior (2).

En cambio los electrodos de superficie (Figura 10) (3), se colocan en la piel, sobre el musculo y deben proporcionar buen contacto, baja impedancia, poco ruido y un comportamiento estable. Los más usados y aconsejados por la SENIAM (la Surface EMG for a non-invasive assessment of muscles) son de Ag/AgCl (2). Como ventajas encontramos que no producen dolor, son fáciles de colocar, se obtienen señales más reproducibles y son buenos para el estudio del movimiento. Pero sus inconvenientes son que tienen una amplia zona de recogida de la señal y por ello es más fácil que aparezca el fenómeno del “cross talk” y de registrar artefactos de movimiento. Además solo pueden ser usados en músculos superficiales (2).

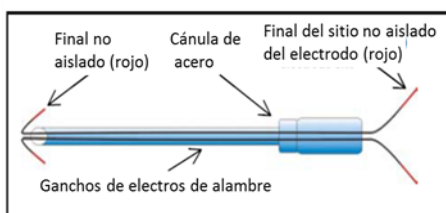


Figura 8. Electrodo de alambre.

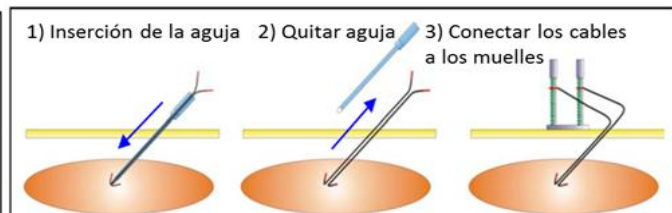


Figura 9. Colocación de los electrodos de alambre.



Figura 10. Electros de superficie.

Dentro de los electrodos de superficie encontramos dos tipos distintos: a) Los electrodos activos, que incorporan preamplificadores en el lugar del electrodo para mejorar la impedancia. Disminuyen los artefactos debido al movimiento y aumentan el ratio señal/ruido (relación entre la señal buscada y no buscada). Cuanto mayor sea esta relación, menor ruido, aunque hay que tener en cuenta la presión que puede generar el preamplificador. b) Los electrodos pasivos que no cuentan con amplificador y por ello es importante reducir al máximo la impedancia de la piel. Así se disminuirá el ratio señal/ruido y muchos artefactos (2).

En cuanto a la forma, los circulares son los más usados, pero resulta importante que las señales registradas varían con electrodos de diferentes tamaños. Se aprecia un efecto integrativo, con un descenso de las señales de alta frecuencia, a medida que aumenta el tamaño del electrodo y por tanto se recomiendan de un tamaño de 10 mm, en músculos pequeños de 2-3 mm (2).

Además, debe tenerse en cuenta la distancia interelectrodo. La recomendada es 20 mm. Es importante que la distancia no varíe en los movimientos, ya que pueden producir variaciones en la señal EMG (2).

También es importante la ubicación y dirección de los electrodos en el músculo. Deben colocarse en una zona donde se obtenga una señal de buena calidad (2).

Los factores que más afectan al registro EMG son la presencia de puntos motores, zonas tendinosas y la actividad de otros músculos cerca del electrodo. Se aconseja colocarlos entre el punto motor y el tendón, en sentido longitudinal de las fibras musculares (Figura 11) (2, 7). Además se debe colocar un electrodo neutro sobre tejido inactivo (huesos o tendones) (2).

Por supuesto es importante una buena preparación de la piel, eliminar capas externas, el vello y los aceites protectores, para obtener un mejor registro y menos interferencias eléctricas (2).

VI.3. Cables

Los cables deben estar fijados a la piel sobre todo en estudios dinámicos ya que ayuda a evitar los artefactos de movimiento de cable y minimiza el riesgo de separación de los electrodos de la piel, se debe evitar el exceso de tensión (Figura 11) (4, 7). Tampoco se recomienda colocar la cinta directamente sobre los electrodos ya que se mantiene una presión constante en la aplicación (4).

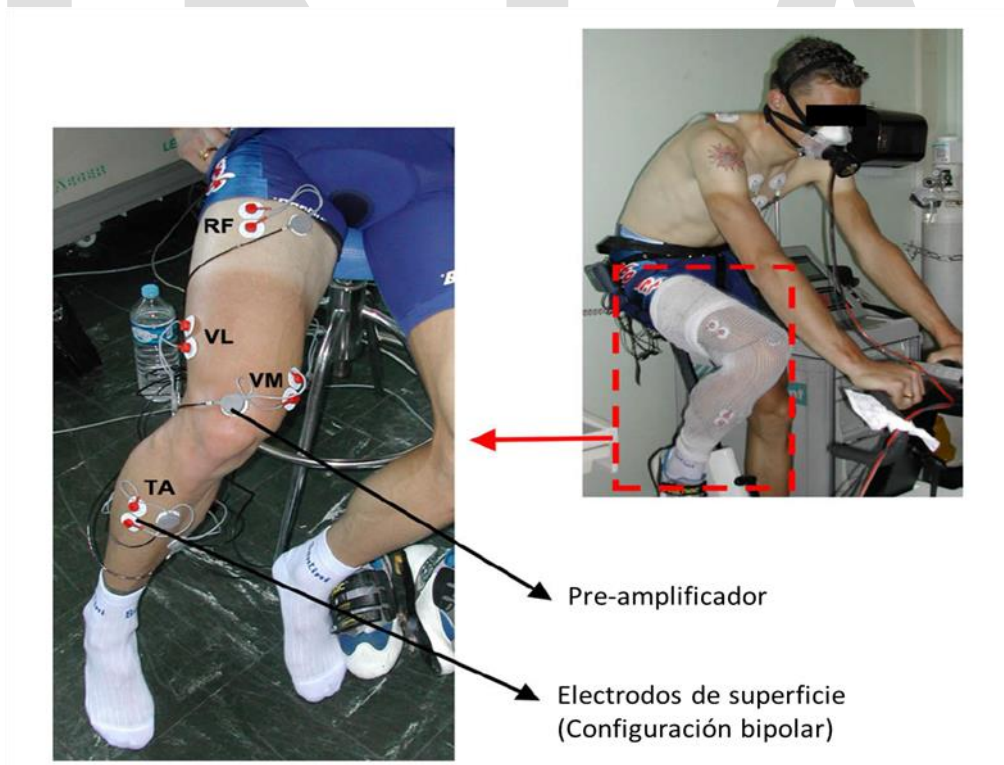


Figura 11. Electrodo de superficie con pre-amplificador y sujeción en el ciclismo.

VI.4. Tratamiento de la señal

Al ser una señal de muy baja densidad y estar mezclada con otras señales no deseadas, su finalidad es la obtención de información útil (2).

VI.4.1. Amplificación y filtrado de la señal

Lo que nos permite el amplificador es obtener una importante ganancia, sin distorsionar las señales electromiográficas (2).

La “Raw signal o señal bruta” pasa por un amplificador de señal, para eliminar los artefactos que pueden haber surgido, detectando la diferencia de potencial entre los electrodos y cancelando las interferencias externas, debido a que el ruido externo alcanza ambos electrodos sin cambio de fase y amplitud, son llamadas “señales de modo común” (4).

Cuando la señal pasa por el amplificador se calcula la señal de EMG y para poder ser representada se analiza (por ordenador), convirtiendo la señal analógica en digital, con lo que debe llevar a cabo una selección de la frecuencia de muestreo adecuado para transformar el espectro de frecuencia (4).

VI.4.2. Cuantificación de la señal

Permite la extracción de ella de los datos numéricos que la definen, permitiendo comparar con los valores normales y otros obtenidos en exámenes sucesivos.

Existen muchas variables que las podemos dividir variables de frecuencia y de amplitud. (2)

VI.4.2.1. Variables de frecuencia

El espectro de frecuencias nos muestra la frecuencia de actuación de las unidades motoras activas durante la acción analizada. (2). En la EMG esta frecuencia oscila entre 10 y 250 Hz (Figura 12) (4).

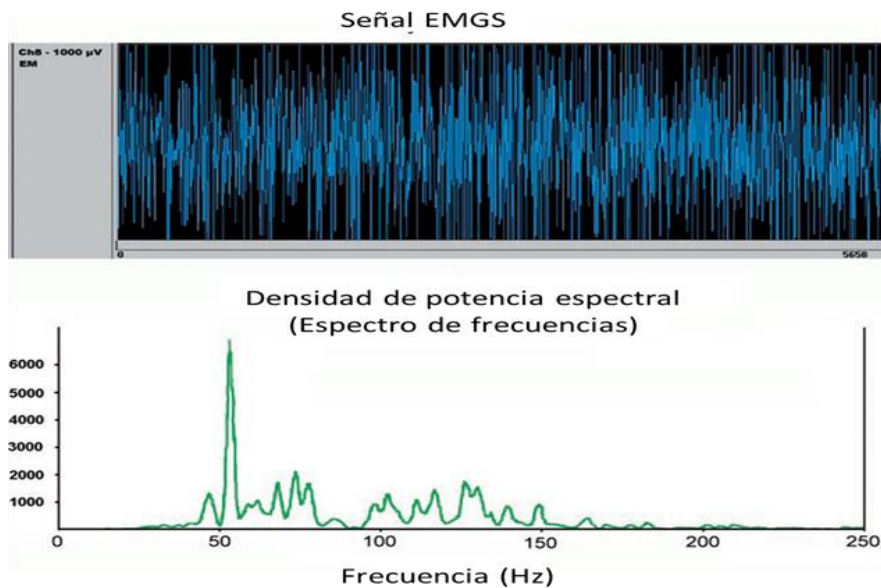


Figura 12. Representación gráfica del espectro de frecuencias obtenido a partir de un registro electromiográfico.

Cambios en la presión intramuscular, la sincronización de unidades motoras, aumento o disminución del reclutamiento de unidades motoras y principalmente variaciones en la velocidad de conducción pueden modificar el espectro (2).

De este proceso podemos extraer varios valores: la frecuencia media; que es el promedio de todas las frecuencias, la frecuencia mediana (MF) frecuencia a la que el espectro es dividido en dos regiones de igual potencia (2).

Además hay otras medidas de frecuencia que no están basadas en el espectro de frecuencias como son el “cruce por cero” (número de veces que la señal bruta cruza la línea de base), que se relaciona con la fuerza de contracción. Para conseguir más fuerza se aumenta la frecuencia y habrá un aumento del número de veces que se atraviesa la línea de base. El “número de giros” (punto donde la dirección de la señal cambia tras una diferencia de potencial de más de 100 mV). Algunos giros no cruzan la línea de base (2).

VI.4.2.2. Variables de amplitud

Tenemos la “integración de la señal” que es la cantidad total de actividad muscular en un intervalo de tiempo (es el área bajo la curva) (Figura 13). Se pueden anular entre si la ondas negativa y positivas de la señal bruta, para que sea monopolar (eliminando media onda o invirtiéndola) (2).

El valor integrado aumenta de forma continua con el tiempo, conforme pasa este se van registrando más señales de unidades motoras y por ello aumenta el área bajo la curva. Esto no es práctico y por ello se realiza una integración en intervalos fijos de tiempo. La duración dependerá del tipo de estudio. En contracciones isométricas será largo 0,25 segundos o más, en contracciones dinámicas serán más cortos, ya que cuanto mayor sea la velocidad menor debe ser el intervalo de integración (2).

La “curva envolvente” se obtiene tras la rectificación. Para que sea válida debe realizar el registro a frecuencias de muestreo altas (Figura 13) (2).

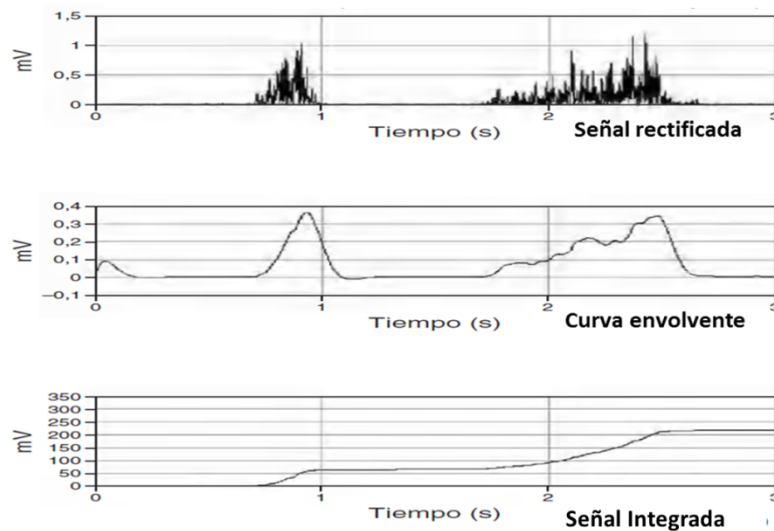


Figura 13. Registro de la señal rectificada (mV), la curva envolvente (mV) y la señal integrada (mV/s).

El “root mean square” o línea media cuadrática (RMS), mide el poder eléctrico de la señal electromiográfica. Es la raíz cuadrada del área entre el cuadrado de la señal y el tiempo computado en un intervalo de tiempo dividido entre dicho tiempo. No necesita rectificación, se obtiene en tiempos variables según la actividad estudiada y aporta mayor información que la señal integrada. Se expresa en mV (milivoltios) o en μ V (microvoltios) (2).

VI.5. Normalización de los datos

Se necesita llevar a cabo una normalización de los datos, es decir expresarlos respecto a un valor de referencia obtenido, ya que los valores absolutos no representan el esfuerzo muscular. Al ser músculos, hay numerosos factores que influyen en la señal como, la variabilidad en el reclutamiento neural, grosor del tejido adiposo, longitud del musculo en reposo, área transversal muscular, velocidad de contracción, tipos de fibras, distancia interelectrodos, colocación de los electrodos, impedancia de la piel, etc (2).

Habitualmente se expresa en porcentaje (2). En sujetos sanos lo normal es normalizar la amplitud respecto a la actividad durante un esfuerzo máximo (2). Tenemos el % TMM (porcentaje de la actividad obtenida durante un test muscular manual). El % CVMI (porcentaje durante una contracción voluntaria máxima isométrica) (Figura 14), en ocasiones se llevan a cabo tres y se obtiene el promedio (2, 3).

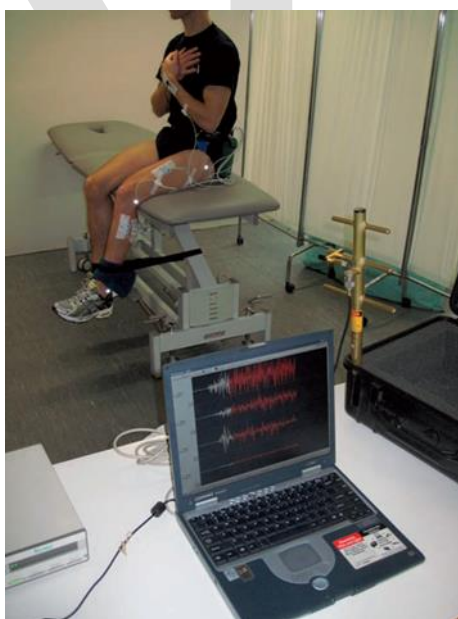


Figura 14. Registro de la CVMI o contracción voluntaria máxima isométrica del cuádriceps.

De Luca (8) y Yang y Winter (9) indican que es más adecuado tomar como referencia contracciones submaximas mejor que máximas, ya que por encima del 80% de CVM la señal es inestable y la referencia no es fiable.

En ocasiones resulta difícil el cálculo de la CMVI ya que en movimientos dinámicos hay músculos que sobrepasan los valores isométricos. Por ello se

han propuesto otras técnicas, como el “pico máximo” (2, 9) o el promedio de varios picos para evitar errores. Esta técnica solo debería usarse en patología cuando no se pueda realizar una contracción máxima (2).

No son tan frecuentes pero se han usado otros, como el valor medio de la señal durante todo el gesto que se analiza o la actividad media durante una actividad dinámica (2).

VII. ANÁLISIS BIOMECÁNICO DEL PEDALEO

Desde la invención de la bicicleta, el pedaleo se ha considerado un proceso de aprendizaje mecánico, que en la mayor parte de los casos se inicia a edades tempranas, siendo la segunda actividad mecánica aprendida por el hombre tras la marcha. De hecho ha permitido al hombre desplazarse de un lugar a otro acortando el tiempo en comparación con la demora que existiría caminando (10).

La biomecánica deportiva es una disciplina que se ocupa del estudio de las fuerzas desarrolladas por los músculos aplicadas a las palancas óseas del deportista. Pretende perfeccionar la maquinaria humana para poder obtener el máximo rendimiento del gesto deportivo (11).

El análisis del movimiento se suele realizar a nivel de las diferentes articulaciones, estudiando cada una por separado pero, el problema es que se enlazan formando una unidad de movimiento compleja, “una cadena cinética”. En el ciclismo (cadena cinética cerrada), se observa un movimiento angular realizado primero en un sentido, y otro de tipo pendular que es la vuelta a la posición de partida. Los dos extremos fijos de la cadena cinética se hallan a nivel del apoyo del sillín y de los apoyos en los pedales. Las “calas” (fijaciones de la zapatilla al pedal) actuales evitan la pérdida de fuerza en ciertos puntos del pedaleo, al ir el pie anclado al pedal (11)

VII.1. Fases del pedaleo

El movimiento del pedaleo ha sido estudiado exhaustivamente por Haushalter y Lang (1985) que distinguen 4 fases en el pedaleo (Figura 15):

Fase I: va de 20° a 145° en relación con la vertical que pasa por el eje de pedalier. Durante esta, el pie se extiende 30° sobre la pierna, la pierna se estira 70° y el muslo se estira en una amplitud de 44°. La extensión del muslo se debe al glúteo mayor, al tensor de la fascia lata y a los isquiotibiales. La extensión de la pierna se debe al cuádriceps por medio del vasto lateral y crural. La extensión del pie se realiza mediante el tríceps sural y también con la colaboración de los grupos retromaleolares interno y externo. Los músculos intrínsecos del pie no tienen un efecto aparente.

Fase II: va de 145° a 215°. Aquí se incluye uno de los denominados “puntos muertos” característicos del ciclismo; corresponden a la posición alta y baja de la biela. Es una fase de inversión en la cual se pasa de completar la extensión del miembro inferior a comenzar su flexión. Se divide en dos partes: de 145° a 180°, el miembro inferior se extiende gracias a una abertura del tobillo de 15°, cuyo movimiento es realizado gracias al soleo, músculo monoarticular, y su contratación es independiente de la posición de la rodilla. No es esencial la acción de los gemelos ya que al ser biarticulares, su máxima potencia (ventaja mecánica) depende de la posición de la rodilla, que será máxima en completa extensión. De 180° a 215°, la orientación del pie permanece similar a la fase anterior (de 145° a 180°). Se observa una flexión del miembro inferior: la pierna se flexiona de 150° a 135° sobre el pie, la rodilla se flexiona de 150° a 125° sobre el muslo, y este se acerca 5° a la horizontal.

Fase III: Es la fase opuesta a la fase I. Va de los 215° a los 325°, el pie se flexiona cerrándose 15° el tobillo, la rodilla se cierra 55° y la cadera se flexiona en una amplitud de 35°. Los músculos que actúan son poco potentes, debiendo luchar contra la gravedad. La flexión del muslo se realiza mediante el psoas-iliaco, el recto anterior y el sartorio. La rodilla se flexiona gracias a los músculos de la pata de ganso, poplíteo y bíceps femoral. La flexión del tobillo la realizan potentes músculos biarticulares: tibial anterior, extensor común de los dedos y extensor propio del primer dedo.

Fase IV: va de los 325° a los 20°, donde se inicia de nuevo la fase I. Los movimientos en esta fase son complejos. En el comienzo de esta fase el tobillo se haya extendido a 140° y se flexiona de forma rápida a los 105°. La amplitud de movimientos de la rodilla y de la cadera es mínima (11, 12).

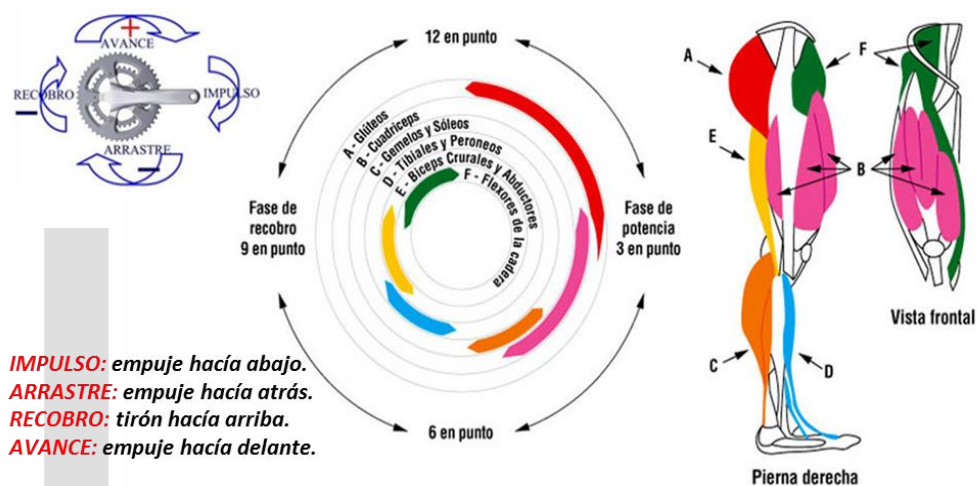


Figura 15. Análisis biomecánico del pedaleo.

VII.2. Patrón de activación muscular y normalización EMG en el ciclismo

El patrón de activación muscular durante el pedaleo, se puede analizar en términos de nivel de actividad y/o tiempo de activación muscular. El ángulo de la biela y la señal EMG se sincronizan. El nivel de actividad muscular se identifica mediante la RMS durante un ciclo completo (0°-360°) o durante el periodo de actividad muscular (EMG burst). Se promedia sobre varios ciclos consecutivos de pedaleo para obtener la curva envolvente. La línea punteada indica una desviación estándar por encima de la media. El onset y offset se obtienen usando el promedio de un valor umbral fijado en el 20% del máximo registrado durante el ciclo (línea discontinua horizontal) (Figura 16) (7). En general son cuantificados mediante la RMS (13, 14, 15).

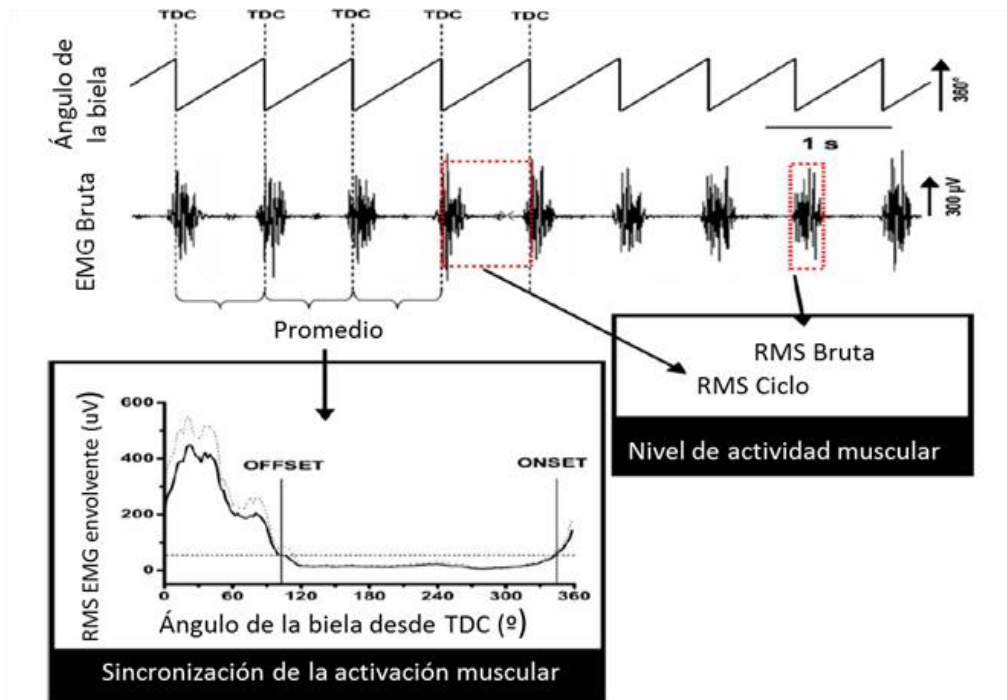


Figura 16. Ejemplo de procesamiento de la señal electromiográfica de superficie para estudiar los patrones de activación muscular de las extremidades inferiores durante el pedaleo. Punto muerto superior (TDC).

La normalización EMG permite comparar la actividad muscular entre los diferentes músculos y sujetos. Generalmente, la actividad EMG se expresa en relación al registro de una breve (menos de 5 segundos) CVMI (16, 17). Este método ha sido muy criticado ya que no es obvio que se pueda emplear para representar la conducción neuronal máxima en el pedaleo (18). Hauter et al.(19) observaron un nivel de actividad superior al 100% de la CVMI. Se han propuesto nuevos métodos de normalización que puedan ayudar mejorar la interpretación de las señales en los futuros estudios, pero en general y hasta la fecha no existe un acuerdo sobre el mejor método a adoptar (20).

VII.3. Caracterización de la activación de los patrones musculares del miembro inferior durante el pedaleo

VII.3.1. Niveles de activación de los músculos del miembro inferior

Numerosos investigadores han llevado a cabo análisis EMG del pedaleo (13, 15, 16, 21). Houtz y Fischer en 1959 (22) lo realizaron testando la mayor parte de la musculatura superficial del miembro inferior (a excepción del soleo)

y afirmaron que estos se activan de forma ordenada y coordinada. Ericson (16) mostro que a una carga de trabajo de 120 W (aproximadamente el 54% de la potencia aeróbica máxima) induce un nivel de actividad electromiográfica del 45%, 44% y 43% de la CVMI para vasto medial (VM), vasto lateral (VL) y soleo (SOL) respectivamente, siendo músculos monoarticulares. Mientras que para los biarticulares, como el recto femoral (RF) y gastrocnemio lateral (GL) fue menor, 22% y 18% respectivamente.

Debemos tener en cuenta que la musculatura profunda únicamente se puede medir mediante electrodos de alambre (intramusculares). Sin embargo pocos estudios han empleado esta técnica (7).

VII.3.2. Tiempo de activación de los músculos de las extremidades inferiores

Para el estudio del patrón de activación muscular, variables como el “onset o inicio de la actividad muscular” y “offset o fin de la actividad muscular”, resultan importantes en el registro electromiográfico respecto a los ángulos de la biela (o lo que otros autores dicen eje del pedalier). Se pueden apreciar los patrones promedio y valores típicos de “onset” y “offset” para diez músculos de las extremidades inferiores en las Figuras 17 y 18) (15).

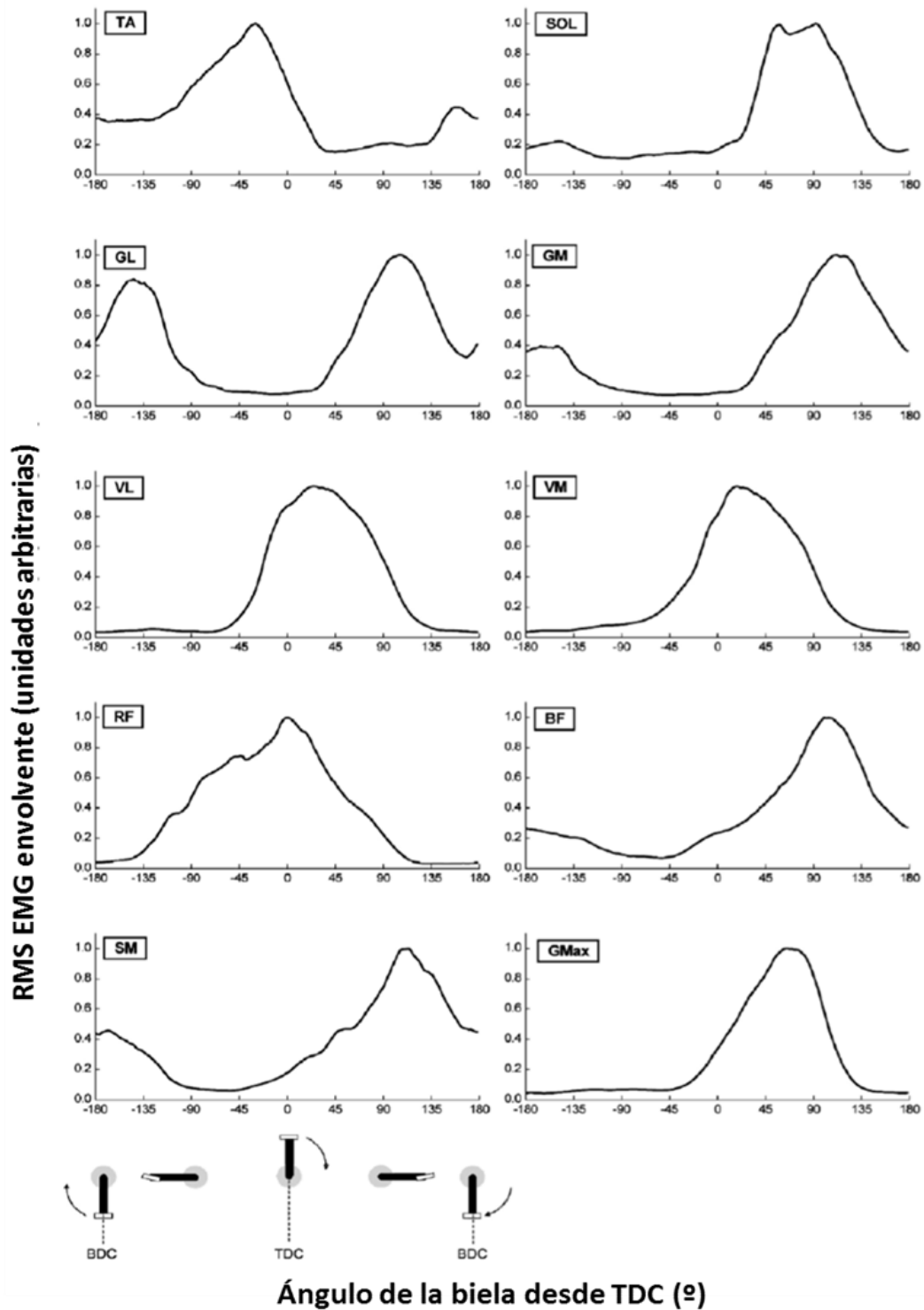


Figura 17. Conjunto de curvas de EMG RMS envolvente lineal de 10 músculos de las extremidades inferiores. Tibial anterior (TA), Soleo (SOL), Gastrocnemio medial (GM), Gastrocnemio lateral (GL), Vasto lateral (VL), Vasto medial (VM), Recto femoral (RF), Bíceps femoral (BF), Semimembranoso (SM) y Glúteo mayor (GMax). Punto muerto superior (TDC) y punto muerto inferior (BDC).

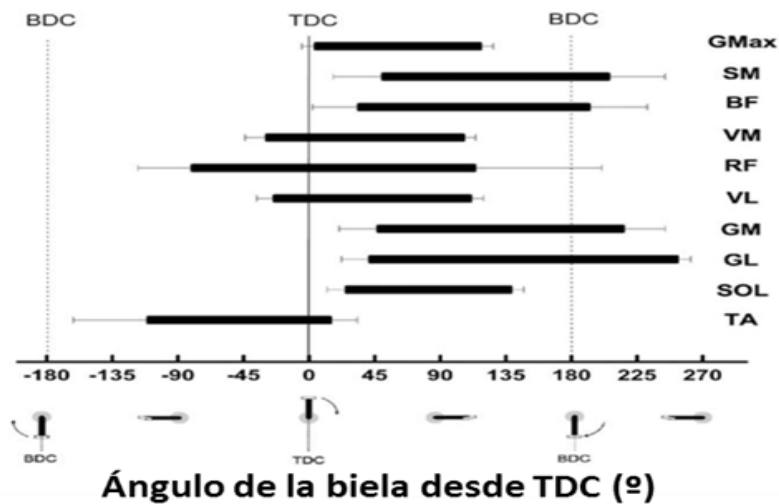


Figura 18. Valores típicos de “onset” y “offset” de diez músculos de las extremidades inferiores. Glúteo mayor (GMax), Semimembranoso (SM), Bíceps femoral (BF), Vasto medial (VM), Recto femoral (RF), Vasto lateral (VL), Gastrocnemio medial y lateral (GM y GL), Soleo (SOL), Tibial anterior (TA). Punto muerto superior (TDC) y punto muerto inferior (BDC).

- El glúteo mayor (GMax) se activa desde el punto muerto superior (TDC) hasta aproximadamente 130° , estando dentro de la región del golpe de potencia ($25\text{-}160^{\circ}$) (15, 21).
- Los Vastos lateral y medial (VL y VM) se activan desde justo antes del TDC, hasta justo después de 90° (15, 21, 22).
- El inicio de la actividad del recto femoral (RF) es anterior a la de los vastos (unos 270°) y termina a casi 90° (15, 21).
- La región de actividad del tibial anterior (TA) es en la segunda mitad de la fase ascendente (de punto muerto inferior o BDC al TDC) de casi 270° (es decir, -90°) a ligeramente después del TDC (15, 21).
- Los gastrocnemios lateral y medial (GL y/o GM, dependiendo del estudio) comienzan justo después de que termine la activación del TA (unos 30°) y termina justo antes del inicio de la actividad del TA (aproximadamente 270°) (15, 21).
- El soleo (SOL) se activa durante la fase descendente (es decir, de 0° a 180°) concretamente desde los 45° a los 135° (15).
- Por el contrario existe mucha más controversia respecto a los isquiotibiales, es decir, bíceps femoral (BF), semimembranoso (SM) y

semitendinoso (ST) (7). Dorel et al. (15) indican una región de activación menor, desde justo después del TDC al BDC, respecto a lo mostrado por Jorge y Hull. (21) de alrededor del TDC a casi los 270°. De hecho Ryan y Gregor. (23) observaron estos dos diferentes patrones para el BF durante el pedaleo. Dorel et al. (15), también observaron dos patrones de activación distintos para TA, GL y SOL. Podemos ver el patrón de activación distinto para el TA en la Figura 19. Estas diferencias podrían estar relacionadas con la variabilidad interindividual de la técnica de pedaleo (23), y otros factores que podrían estar relacionados (7).

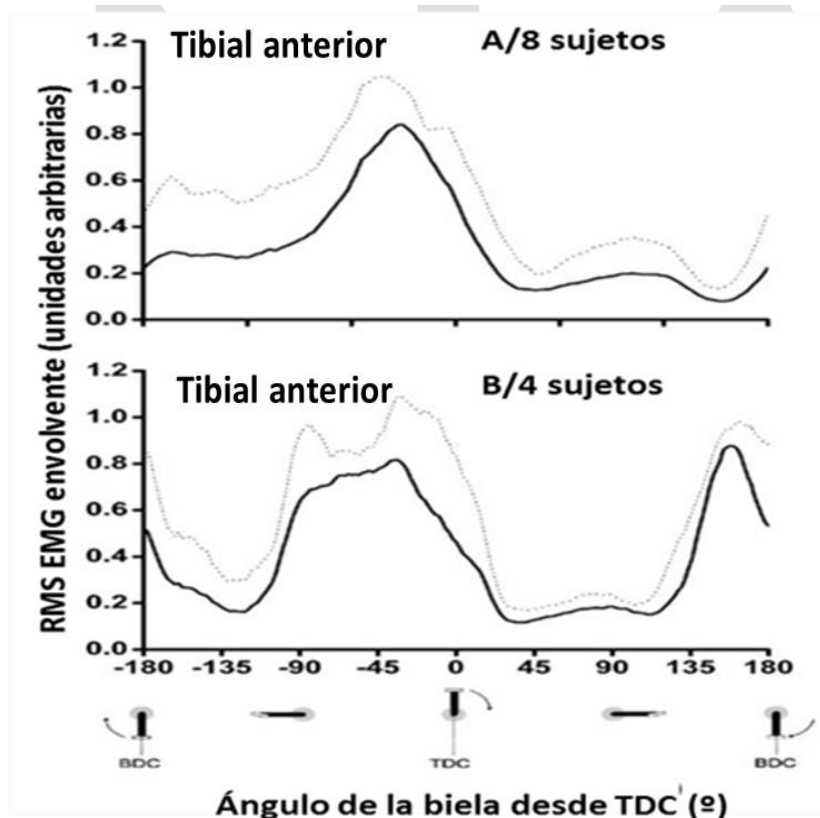


Figura 19. Ejemplo de dos patrones diferentes obtenidos en un grupo de 12 triatletas para el tibial anterior (TA). Punto muerto superior (TDC) y punto muerto inferior (BDC).

VII.4. Factores que pueden influir en los patrones electromiográficos durante el pedaleo

VII.4.1. Potencia de salida

La potencia de salida (en vatios) puede verse modificada por la cadencia de pedaleo, la carga mecánica (es decir la resistencia impuesta por el cicloergometro) o ambos (7). Ericson (16) mostraron un incremento de la actividad EMG de los principales músculos de la extremidad inferior (GMax, VL, RF, VM, BF, ST y GM), en ejercicios de carga constante realizados a diferentes intensidades. La potencia de salida aumento de 120 a 240 W (a una cadencia de 60 rpm) y propusieron que la actividad del GMax está influenciada por el nivel de carga de trabajo (16). Estos resultados fueron confirmados por Sarre et al. (24) en tres músculos extensores de rodilla (VM, VL y RF), a tres potencias de salida diferentes, expresadas como porcentaje de la potencia aeróbica máxima (60%, 80% y 100%).

Sin embargo, otro estudio mostro que a bajas intensidades y menor diferencia entre las potencias de salida (de 83 a 125 W), la actividad EMG de los GAS parece no cambiar (21); esto fue confirmado durante un ejercicio progresivo de pedaleo, donde la actividad EMG del GM no vario hasta aproximadamente el 70% de la potencia aeróbica máxima. Confirmando que no es un productor de energía primario, sino que se activa para transferir energía entre articulaciones y/o controlar la dirección de la producción de fuerza (25).

Farina et al. (26) mediante el empleo de un nuevo método (ocho electrodos en disposición lineal) en dos músculos de la extremidad inferior (VM y VL) demostraron que la velocidad de conducción de la fibra muscular aumenta respecto a la carga, produciéndose un elevado y progresivo reclutamiento de las unidades motoras de velocidad de conducción elevada con el aumento de la fuerza.

VII.4.2. Cadencia o frecuencia de pedaleo

Numerosos investigadores han cuantificado el nivel de actividad EMG en la musculatura de la extremidad inferior durante diferentes cadencias de

pedaleo (16, 17, 27), aceptando que es un factor importante que afecta al rendimiento en el ciclismo (28, 29).

Baum y Li (27) investigaron los efectos de la frecuencia y la inercia en la actividad EMG de la musculatura del miembro inferior durante diferentes cadencias de pedaleo (60, 80 y 100 rpm) a una misma potencia de salida de 250 W. Todos excepto los GAS mostraron diferencias significativas en el inicio de la actividad (onset) respecto al eje del pedalier (Figura 20) y todos menos el SOL mostraron una tendencia significativa lineal, ya que el inicio de la actividad se produjo antes con el aumento de la cadencia. En cuanto al final de la actividad (offset) GMax, RF, BF y VL mostraron diferencias significativas y se vieron diferencias aparentes en TA, GAS y SOL. Respecto a la duración de la actividad del BF disminuyó, mientras que la del TA y RF aumentaron (BF y TA mostraron diferencias significativas). Además, a través de las articulaciones se observaron cambios en el inicio de la actividad (29° GMax, 19° VL, 16° TA, 4° SOL) y en el final (20° GMax, 23° VL, 9° TA y 5° SOL). De modo que el cambio de velocidad de movimiento y la alteración de la inercia afecta a la actividad y coordinación de la musculatura del miembro inferior durante el ciclo de pedaleo (27). Este hecho se confirmó en el estudio de Sarre y Lepers. (30) donde tanto el “onset” como el “offset” se producían antes sobre el eje del pedalier (o de la biela) con el aumento de la cadencia.

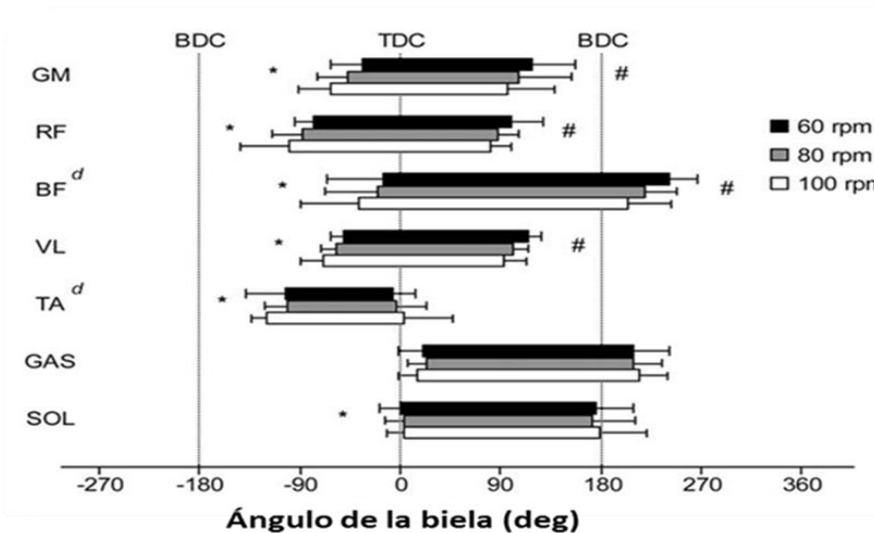


Figura 20. Media del onset, offset, y la duración de EMG de siete músculos de las extremidades inferiores través de la cadencia. Glúteo Mayor (GM), Recto femoral (RF), Bíceps femoral (BF), Vasto lateral (VL), Tibial anterior (TA), Gastrocnemios (GAS) y Soleo (SOL). Punto muerto superior (TDC) y punto muerto inferior (BDC). *, #, y d indica una diferencia estadísticamente significativa ($p \leq 0,05$) entre cadencias del onset, offset y duración, respectivamente.

VII.4.3. La pendiente y la postura

El pedaleo en pendiente también es importante en el ciclismo de ruta, ya que va producir cambios en las fuerzas gravitatorias y además suele ir acompañado de alternancia entre la postura sentada y de pie (7).

Li y Caldwell (31) fueron los primeros en estudiar el patrón de actividad EMG de los músculos de las extremidades inferiores con respecto a la pendiente (0% a 8%), no mostrando cambios significativos en el patrón de activación (Figura 21). Este resultado fue confirmado más tarde por otro estudio, a pendientes de 4%, 7% y 10% (13).

A diferencia de la pendiente en este mismo estudio, el cambio de postura en el pedaleo sentado a de pie, afecta a la intensidad y el tiempo de actividad EMG de los principales músculos implicados en el pedaleo (Figura 21) (13, 31). Li y Caldwell (31) observaron una mayor activación del GMax, RF y TA; y mayor duración de GMax, RF y VL (Figura 21). Supusieron que la mayor y más mantenida activación del GMax era debido a que la postura de pie obliga a estabilizar la pelvis, al no tener el soporte del sillín.

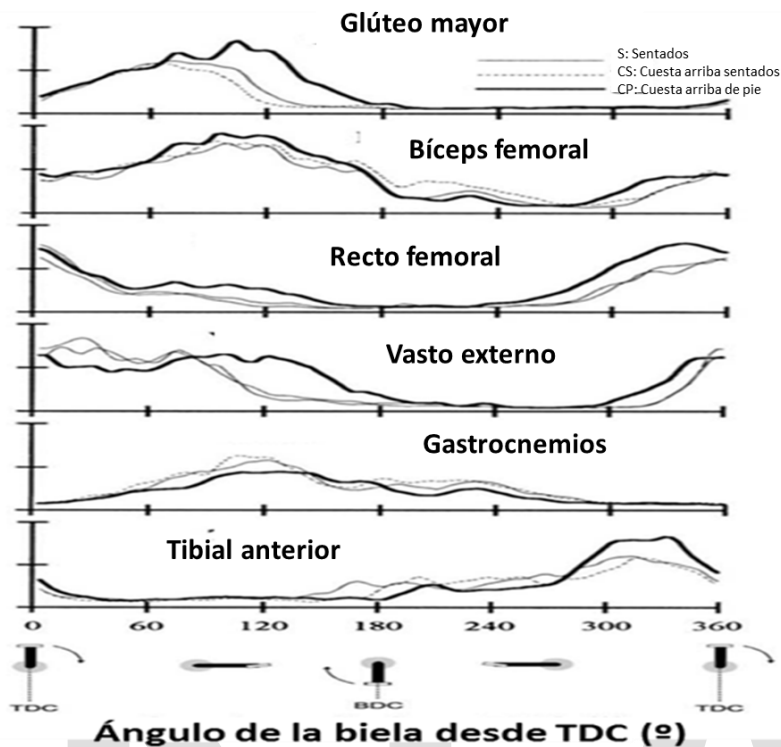


Figura 21. Curvas promedio del conjunto de EMG envolvente lineal de seis músculos de las extremidades inferiores para tres posiciones; S: sentados, CS: cuesta arriba sentados, CP: cuesta arriba de pie. Punto muerto superior (TDC) y punto muerto inferior (BDC).

Duc et al. (13) observaron una mayor activación y duración de la actividad EMG de los músculos de la extremidad inferior, a excepción de los que cruzan la articulación del tobillo (GAS, SOL y TA) (Figura 22). Confirmaron los resultados de Li y Caldwell (31) a excepción de tres músculos (GMax, RF y BF). En contra a los resultados obtenidos por Li y Caldwell (31), la duración de la actividad EMG del GMax de pie fue mayor (267° contra 160°). Supusieron que podría ser debido a los balanceos laterales que no ocurrieron en el estudio de anterior (Figura 22) (13).

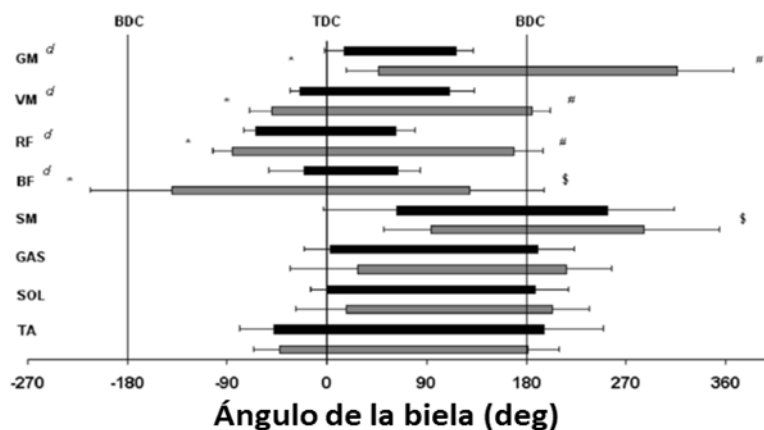


Figura 22. Media del onset, offset, y la duración de EMG, de ocho músculos de las extremidades inferiores; sentado (rectángulo negro) y de pie (rectángulo gris). Glúteo Mayor (GM), Vasto medial (VM), recto femoral (RF), Bíceps femoral (BF), Semimembranoso (SM), Gastrocnemios (GS), Soleo (SOL), Tibial anterior (TA). Punto muerto superior (TDC) y punto muerto inferior (BDC). *, #, y d indica una diferencia significativa entre las dos condiciones en el onset, offset, y la duración, respectivamente. \$ indica una tendencia estadística ($0,05 < p < 0,07$) entre las dos posturas para compensar.

En el estudio de Duc et al. (13) el RF mostro un aumento significativo de la actividad EMG en la segunda fase del impulso (entre 90° y 180°) mientras que en el estudio anterior el incremento fue menor. Lo achacaron a la necesidad de aumentar el momento extensor en la posición de pie, a que los extensores de rodilla monoarticulares más débiles (VM y VL) pueden necesitar la ayuda del RF para extender con fuerza la rodilla. Además de que el RF puede actuar en sinergia con el GMax para estabilizar la pelvis (Figura 22).

Respecto a la mayor actividad EMG indicada por Duc et al. (13) del BF respecto al otro estudio, según Li y Cadwell (31) podría ser debido a la coordinación muscular empleada por los ciclistas en el pedaleo de pie, asociado a una técnica de pedaleo específica. En unos casos el BF se activa con la extensión de cadera y rodilla (durante la fase descendente 0° - 180°) y en otros casos la actividad se asocia con la flexión de cadera y rodilla, comenzando mucho antes de los 0° y cesando aproximadamente a los 130° . Se podría asociar también a la necesidad de generar mayor fuerza de empuje durante la fase ascendente del pedal (32) o para ayudar al GMax y RF a estabilizar la pelvis (Figura 22) (13).

Respecto al SM, se produjo una disminución de la actividad EMG, cuando siendo agonista del BF se esperarían respuestas similares. La hipótesis sería que este actuaría más en la flexión de rodilla que en la extensión de cadera (Figura 22) (13).

El mayor momento flexor plantar mostrado en ambos estudios en el pedaleo de pie, planteó la hipótesis de que al retirar el apoyo del sillín se aumentan las fuerzas gravitacionales sobre el pedal, recae más peso sobre el pedal durante la fase descendente. El uso de la gravedad junto con la fijación del tobillo en una posición horizontal, permite ese mayor momento flexor plantar sin producir un cambio en la actividad EMG de los flexores y extensores de tobillo (13).

VII.4.4. Interfaz calzado-pedal

Los pedales de la bicicleta se han convertido en foco de estudio, al ser el principal lugar de transferencia de energía entre el ciclista y la bicicleta. Hoy en día, la mayoría de ciclistas profesionales y aficionados utilizan los pedales automáticos (7). Los pedales estándar permiten aplicar fuerza efectiva positiva durante la fase descendente (TDC al BDC), mientras que los automáticos permiten además, la aplicación de fuerza efectiva positiva del BDC al TDC (7).

Muy pocos estudios se han centrado en los efectos del interfaz zapato-pedal, en los patrones de activación muscular de las extremidades inferiores (7). Un estudio comparó el nivel de actividad EMG de los músculos de las extremidades inferiores, encontrando un mayor nivel de actividad en RF, BF y TA; y menor en VM, VL y SOL cuando emplearon pedales automáticos. Otros músculos no se vieron afectados (isquiotibiales, gastronemios, GMax) (16). El problema es que no mostraron el tiempo de activación EMG, crucial para vincular los cambios en los patrones EMG, con posibles cambios en la coordinación (7).

VII.4.5. Nivel de entrenamiento

Los ciclistas profesionales llegan a rodar aproximadamente una distancia de 35.000 km/año, entre competición y entrenamientos, que equivale a 25 horas semanales (28, 29). Algunos autores se preguntan si este volumen de

entrenamiento, podría inducir la adopción de una técnica de pedaleo o un patrón de activación de los miembros inferiores específico (23, 25, 33); ya que semejante volumen de entrenamiento podría dar como resultado un movimiento más especializado (34).

Hug y Dorel (7), han sugerido que existen diferencias en los patrones de reclutamiento muscular entre ciclistas profesionales y aficionados. Sin embargo, Marsh y Martin (17) no mostraron diferencias significativas en los patrones electromiográficos de cinco músculos de las extremidades inferiores (VL, RF, SOL y GM) entre ciclistas y no ciclistas con capacidades aeróbicas semejantes.

Takaishi et al. (33), sugirieron que los ciclistas a cadencias elevadas, presentan una mayor actividad EMG de los flexores de rodilla (BF), lo que se correlaciona con la hipertrofia selectiva de este musculo, mostrada por resonancia magnética nuclear (RMN) en ciclistas profesionales de carretera, existiendo una posible relación causa-efecto entre la activación del BF y la hipertrofia, asociado a una técnica específica de pedaleo. Sin embargo, se desconoce si la mayor actividad electromiográfica del BF (cabeza larga) se relacionó con una mayor flexión de rodilla, extensión de cadera o de ambos (33, 35).

Hug et al. (25), mediante el empleo de EMGs y RMN, observaron diferencias importantes en RF y ST (músculos biarticulares) en ciclistas profesionales, no existiendo relación entre el elevado nivel de especialización y la generación de un patrón común de pedaleo.

VII.4.6. Fatiga muscular

Los estudios EMG realizados hasta la fecha indican que la fatiga muscular se puede estudiar basándose en los cambios del espectro de frecuencias. En general cuando el musculo esta fatigado hay un aumento de los componentes de baja frecuencia y una disminución de los de alta frecuencia. La disminución de la frecuencia puede deberse a una disminución de la velocidad de conducción, pero posiblemente también a un aumento de la sincronización de unidades motoras (2).

Se han empleado la frecuencia media y la mediana describiéndose disminuciones en ellas, tanto en contracciones máximas isométricas, como

submaximas e isocinéticas. En contracciones dinámicas, existe menos información sobre su validez. (2).

Muchos autores describen aumentos en la amplitud de la señal (RMS), argumentando que es debido al aumento del reclutamiento de más unidades motoras a causa de la fatiga o al aumento de la sincronización de unidades motoras ya activas (2), para intentar mantener la fuerza (36). Este aumento en la amplitud se ha observado en la musculatura del miembro inferior durante ejercicios extenuantes de pedaleo con carga constante (30).

Cuando no es posible seguir manteniendo la contracción durante más tiempo, la fuerza disminuye y se observa una disminución de la amplitud (36), siendo causado probablemente por una disminución de la excitación de las unidades motoras. Si se consiguiera realmente una discriminación fiable de la fatiga se podría utilizar como un indicador para reducir las posibilidades de lesión ante diferentes actividades (2).

VIII. APLICACIONES PRÁCTICAS DEL ESTUDIO.

La primera función de la EMG es determinar la función normal de los músculos en distintas actividades, para realizar un adecuado análisis de las situaciones que se apartan de la normalidad. Es útil en la evaluación antes y después de tratamientos quirúrgicos, ortésicos y protésicos, permitiendo evaluar el éxito o fracaso de las intervenciones respecto a las valoraciones prequirúrgicas, así como analizar el uso de órtesis y prótesis, pudiendo realizar adaptaciones para una mejor utilización (2).

Ayuda en el establecimiento de programas de rehabilitación, permitiendo controlar los ejercicios, evaluar sus efectos y distinguir entre programas más o menos efectivos (2).

Son muy importantes las técnicas de bioalimentación que aportan una retroalimentación de la propia actividad muscular permitiendo discriminar entre el comportamiento muscular ideal del que no lo es y establecer modificaciones (2).

Es especialmente útil en el estudio de la marcha, gracias a programas cerrados que posibilitan la comparación de los datos con la normalidad o de

una extremidad con la otra (3), ya que cuando esta se ve comprometida existe una pérdida de independencia (2).

Se utiliza en el análisis de actividades ocupacionales, laborales y deportivas, permitiendo conocer la participación muscular durante diferentes posiciones y movimientos; y cómo influye en ella la utilización de las herramientas que empleen. Pudiendo establecer modificaciones para que el gesto sea más correcto, traduciéndose en una mayor efectividad y una disminución del riesgo de lesiones (2).

En deporte ayuda a realizar un diseño adecuado de herramientas o accesorios deportivos (raquetas, zapatillas,...) y a definir métodos de entrenamiento. Además mediante el empleo de la biorretroalimentación, el propio deportista puede llegar a controlar los grupos musculares que deben contraerse y los que no en una determinada actividad, así como controlar la cronología de las sollicitaciones musculares en la misma (2).

En cuanto a las aplicaciones en el ciclismo, permite valorar la técnica de pedaleo, la potencia entregada por cada pierna, la postura adecuada y en definitiva la eficacia mecánica del ciclista. La comprensión de los patrones de activación de los músculos de las extremidades inferiores, va permitir que la producción de fuerza y su orientación en los pedales sea óptima (7).

Además tanto fisioterapeutas como entrenadores y especialistas en ciclismo, podrán centrar su atención en una fase en particular del ciclo del pedaleo para entrenar un grupo de músculos específicos, lo que va a mejorar los protocolos de rehabilitación y rendimiento sobre la bicicleta (7).

IX. CONCLUSIONES

- 1- La EMGs permite detectar el nivel de activación de la musculatura, a excepción de los músculos profundos, donde se necesitan electrodos de alambre (intramusculares).
- 2- La EMGs permite conocer el tiempo de activación de los músculos de las extremidades inferiores durante el pedaleo y además ver la influencia que determinados factores como, la potencia de salida, cadencia de pedaleo, postura, interfaz (conjunto) calzado pedal y el nivel de entrenamiento, pueden tener en el tiempo de activación y coordinación muscular.
- 3- Para la validación del registro EMG se han establecido ciertas reglas de normalización, siendo la CVMI (contracción voluntaria máxima isométrica) el método más empleado.
- 4- La EMG permite detectar la aparición de la fatiga muscular, bien de origen central o periférica.
- 5- Por último, la EMG es una técnica de especial relevancia e interés y de futuro en el campo de la fisioterapia, tanto por las importantes aplicaciones prácticas que presenta y como por las posibilidades de formación de los fisioterapeutas en esta área de la electrofisiología.

BIBLIOGRAFÍA

1. Boyas S, Guével A. Neuromuscular fatigue in healthy muscle: underlying factors and adaptation mechanisms. *Ann Phys Rehabil Med.* 2011; 54:88-108.
2. Villarroya MA. Electromiografía cinesiológica. *Rehab.* 2005; 39: 255-64.
3. Masso N, Rey F, Romero D, Gual G, Costa L, German A. Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte. *Apunts Med Esport.* 2010; 45: 127-36.
4. Konrad P. The ABC of EMG: a practical introduction to kinesiological Electromyography. USA: NORAXON I.N.C; Arizona 2006.
5. Córdova A. Fisiología deportiva. Ed: Editorial Síntesis; Madrid 2013.
6. Córdova A. Fisiología Dinámica. Ed: Masson; Barcelona 2003.
7. Hug F, Dorel S. Electromyographic analysis of pedaling: a review. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009; 19: 182-98
8. De Luca C. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech.* 1997; 13:135-63.
9. Yang JF, Winter DA. Electromyography reliability in maximal and submaximal contractions. *Arch Phys Med Rehabil.* 1983; 64:417-20
10. Rodríguez-Prieto JM. Modelo biomecánico del pedaleo. Universidad de los Andes. Bogota D.C. 2007.
11. Castellote JM. Biomecánica de la extremidad inferior en el ciclista. *Arch Med Dep.* 2011. III: 233-238.

12. Haushalter G, Lang G. Biomecanique du pied du cycliste appliquee au positionnement de la chaussure. *Med Sport*. 1985; 58:136. (Revista actualmente sin publicación)
13. Duc S, Bertucci W, Pernin JN, Grappe F. Muscular activity during uphill cycling: effect of slope, posture, hand grip position and constrained bicycle lateral sways. *J Electromyogr Kinesiol*. 2008; 18:116-27
14. Laplaud D, Hug F, Grelot L. Reproducibility of eight lower limb muscles activity level in the course of an incremental pedaling exercise. *J Electromyogr Kinesiol* 2006; 16:158–66
15. Dorel S, Couturier A, Hug F. Intra-session repeatability of lower limb muscles activation pattern during pedaling. *J Electromyogr Kinesiol*. 2008; 18:857-65
16. Ericson M. On the biomechanics of cycling. A study of joint and muscle load during exercise on the bicycle ergometer. *Scand J Rehabil Med* 1986;16(s):1–43.
17. Marsh AP, Martin PE. The relationship between cadence and lower extremity EMG in cyclists and noncyclists. *Med Sci Sport Exerc* 1995; 27:217–25.
18. Mirka GA. The quantification of EMG normalization error. *Ergonomics* 1991;34:343–52
19. Hautier CA, Arsac LM, Deghdegh K, Souquet J, Belli A, Lacour JR. Influence of fatigue on EMG/force ratio and cocontraction in cycling. *Med Sci Sport Exerc* 2000; 32:839–43.
20. Burden A, Bartlett R. Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. *Med Eng Phys* 1999;21: 247–57.

21. Jorge M, Hull ML. Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling. *J Biomech* 1986; 19:683–94.
22. Houtz SJ, Fischer FJ. An analysis of muscle action and joint excursion during exercise on a stationary bicycle. *J Bone Joint Surg Am* 1959;41- A:123–31.
23. Ryan MM, Gregor RJ. EMG profiles of lower extremity muscles during cycling at constant workload and cadence. *J Electromyogr Kinesiol* 1992;2:69–80.
24. Sarre G, Lepers R, Maffiuletti N, Millet G, Martin A. Influence of cycling cadence on neuromuscular activity of the knee extensors in humans. *Eur J Appl Physiol* 2003; 88:476–9.
25. Hug F, Bendahan D, Le Fur Y, Cozzone PJ, Grelot L. Heterogeneity of muscle recruitment pattern during pedaling in professional road cyclists: a magnetic resonance imaging and electromyography study. *Eur J Appl Physiol* 2004; 92:334–42.
26. Farina D, Macaluso A, Ferguson RA, De Vito G. Effect of power, pedal rate, and force on average muscle fiber conduction velocity during cycling. *J Appl Physiol* 2004; 97:2035–41.
27. Baum BS, Li L. Lower extremity muscle activities during cycling are influenced by load and frequency. *J Electromyogr Kinesiol* 2003;13: 181–90
28. Faria EW, Parker DL, Faria IE. The science of cycling: factors affecting performance – part 2. *Sport Med* 2005;35:313–37.
29. Faria EW, Parker DL, Faria IE. The science of cycling: physiology and training – part 1. *Sport Med* 2005; 35:285–312.

30. Sarre G, Lepers R. Neuromuscular function during prolonged pedalling exercise at different cadences. *Acta Physiol Scand* 2005; 185:321–8.
31. Li L, Caldwell GE. Muscle coordination in cycling: effect of surface incline and posture. *J Appl Physiol* 1998; 85:927–34.
32. Neptune RR, Kautz SA, Hull ML. The effect of pedaling rate on coordination in cycling. *J Biomech* 1997; 30:1051–8.
33. Takaishi T, Yamamoto T, Ono T, Ito T, Moritani T. Neuromuscular, metabolic, and kinetic adaptations for skilled pedaling performance in cyclists. *Med Sci Sport Exerc* 1998;30: 442–9.
34. Osu R, Franklin DW, Kato H, Gomi H, Domen K, Yoshioka T. Short and long-term changes in joint co-contraction associated with motor learning as revealed from surface EMG. *J Neurophysiol* 2002;88: 991–1004
35. Hug F, Laplaud D, Lucia A, Grelot L. EMG threshold determination in eight lower limb muscles during cycling exercise: a pilot study. *Int J Sport Med* 2006; 27:456–62.
36. Fernández JM, Acevedo RC, Tabering CB. Influencia de la fatiga muscular en la señal electromiográfica de músculos estimulados eléctricamente. *EIA*. 2007; 7: 111-119.