



**Universidad  
Europea Madrid**

LAUREATE INTERNATIONAL UNIVERSITIES

# TESIS DOCTORAL

SERIE: ACTIVIDAD FÍSICA Y DEPORTIVA

## **Efecto del uso de medias compresivas sobre el rendimiento deportivo**

Programa de Doctorado en Educación  
Facultad de Ciencias de la Actividad Física y Deporte

Diego Moreno Pérez

Dirigida por:

Dr. Jonathan Esteve Lanao

Dr. Roberto Cejuela Anta

Madrid, 2013





## INFORME Y AUTORIZACIÓN DEL DIRECTOR PARA PRESENTAR LA TESIS DOCTORAL

Por la presente AUTORIZAMOS a la presentación de la Tesis Doctoral de D. Diego Moreno Pérez, que lleva por título “**Efectos del uso de medias compresivas sobre el rendimiento deportivo**”. Queremos manifestar expresamente que el doctorando ha realizado un excelente trabajo de revisión bibliográfica, así como aplicación de los diseños que se plantearon en la presente Tesis Doctoral, habiendo mostrado aptitud para la desarrollar el método científico a lo largo de todo el proceso de realización de los estudios de los que se compone esta Tesis. Los 2 estudios se estructuraron de forma consecutiva en una secuencia lógica que permitiera investigar la temática central de la que es objetivo esta Tesis Doctoral, tratando de responder a los objetivos planteados, tras una exhaustiva revisión bibliográfica que originó la inquietud de las hipótesis presentadas. Es por todo ello que consideramos que esta Tesis Doctoral es ya apta para su presentación.

El Dr. Jonathan Esteve Lanao y el Dr. Roberto Cejuela Anta, Directores de la Tesis, de la que es autor D. Diego Moreno Pérez

**AUTORIZAN** la presentación de la referida Tesis para su defensa en cumplimiento del Real Decreto 1393/2007, de 29 de Octubre, por el que se establece la ordenación de las enseñanzas universitarias oficiales y de acuerdo al Reglamento de Enseñanzas Oficiales de Máster Universitario y Doctorado de la Universidad Europea de Madrid RD 1393/2007.



## **AGRADECIMIENTOS**

Una vez finalizado este momento tan importante de mi vida y haciendo un símil con una carrera de fondo, siento una gran satisfacción al cruzar esta línea de meta. Cualquier inicio puede parecer fácil, pero a medida que pasan los kilómetros, el camino se vuelve más duro, pero a su vez, es reconfortante ir acercándonos al final.

El trabajo, siempre es cuestionable, pero me tranquiliza pensar, que he superado con éxito y mucho trabajo parte de mi camino. Así mismo, puedo asegurar, que una vez finalizado esta pequeña etapa de mi vida, han valido la pena las horas de aprendizaje durante estos años, y que valoro cada vez más, la importancia de no estancarse nunca en simples conocimientos, porque sólo el que sabe todo, es el verdadero ignorante.

De igual forma que cualquier carrera de resistencia, necesita participantes, voluntarios y público, es justo agradecer a numerosas personas que han hecho posible este proyecto. No resulta fácil mencionarles, pero intentaré resumir en unas líneas, la gratitud que siento por todas las personas que han participado en esta etapa.

Quiero empezar, agradeciendo a mis directores de tesis, en primer lugar al Dr. Roberto Cejuela, quien me ha inculcado la idea de no acomodarme en simples conocimientos, dándome la oportunidad de afrontar nuevos proyectos de superación en mi aprendizaje. En segundo

lugar, al Dr. Jonathan Esteve Lanao, ya que gran parte de mis conocimientos en este ámbito se los debo a él, así como mi pasión por el atletismo, que me hace crecer día a día como persona. Sin olvidar, su disponibilidad y confianza plena durante esta etapa tan importante de mi vida. Gracias por estos 7 años.

Al Dr. Pedro Jesús Marín Cabezuelo, quien nos ha ayudado durante todo este proceso, en el diseño, metodología y en el análisis estadístico. Gracias también, por la paciencia durante este camino, resolviendo gran cantidad de dudas.

Al Dr. Daniel Boullosa por compartir sus conocimientos, dándonos una visión amplia de todas las investigaciones recientes en este campo, así como ayudarnos en el procesado de parte de los datos.

A nuestro grupo de atletas de *All in Your Mind*, por contribuir desinteresadamente en esta investigación, siempre dispuestos a colaborar. Con ellos comparto, más que una simple relación “entrenador-atleta”, momentos de sacrificio, alegrías sufrimientos en el día a día, pero también y lo que es más importante, una gran amistad.

Así, mencionar a los alumnos del grado de Actividad Física y Deporte; y los alumnos en prácticas que me ayudaron durante todas las

evaluaciones: Carlos Patón, Ivonne Vargas, Paula Labeira, Mónica Prieto y Andy Beable.

A la entidad 'Textil Elástico S.A', la cual financió este proyecto por medio de un convenio firmado con la Universidad Europea de Madrid, así como a este centro educativo, donde trabajo y aprendo a diario gracias a las facilidades que me dan.

A mi familia, muy especialmente a mis padres por inculcarme desde que fui pequeño la importancia de la formación y el aprendizaje para crecer como persona, darme la oportunidad de entrar en la Universidad y apoyarme siempre en todas mis decisiones difíciles. A mi hermana Raquel y mi novia Marta por confiar siempre en mí y tener paciencia en momentos de ausencia dedicados a mí estudio.

A todos, mi eterno agradecimiento.





*“Cualquier persona que deja de aprender es viejo, ya sea a los veinte o a los ochenta. Cualquiera que sigue aprendiendo se mantiene joven. La cosa más grande en la vida es mantener la mente joven”*

- Henry Ford -





## ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN .....	1
1.1 La Resistencia: Concepto y clasificación .....	1
1.2 Evolución histórica del entrenamiento de resistencia.....	3
1.3 Factores determinantes del rendimiento en la resistencia .....	9
1.4 Sistema muscular .....	19
1.4.1. Estructura del músculo esquelético.....	19
1.4.2 Mecanismo de la contracción muscular. ....	23
1.4.3. Fatiga muscular .....	25
1.5 Técnicas de medición de la fatiga muscular .....	27
1.5.1 Electromiografía (EMG) .....	27
1.5.2 Tensiomiografía (TMG) .....	35
1.6 Medias de compresión gradual .....	41
1.6.1 Antecedentes históricos de la terapéutica de compresión gradual. 41	
1.6.2 Medias elásticas de compresión gradual. Concepto y clasificación . 44	
1.6.3 Líneas de investigación más recientes en el deporte con el uso de MECG. ....	48
2. OBJETIVOS.....	63
3. MATERIAL Y MÉTODO .....	69
3.1 Estudio I.....	71
3.1.1. Muestra .....	71

3.1.2. Diseño experimental.....	74
3.1.3. Análisis estadístico.....	85
3.2 Estudio II.....	86
3.2.1. Muestra .....	86
3.2.2. Diseño experimental.....	88
3.2.3. Análisis estadístico.....	96
4. RESULTADOS .....	99
4.1. Estudio I.....	99
4.2. Estudio II.....	109
5. DISCUSIÓN.....	119
6. CONCLUSIONES .....	131
7. REFERENCIAS.....	135
ANEXOS .....	135

## RESUMEN

En la presente tesis doctoral revisamos las investigaciones más recientes relacionadas con las posibles vías de mejoras de las prendas de compresión y buscamos, hallar evidencias positivas, a favor del uso de medias compresivas aplicadas al rendimiento deportivo.

En la actualidad existen dudas sobre los posibles beneficios del uso de medias compresivas aplicadas en el ámbito deportivo. Esto nos indica que son necesarias más investigaciones sobre las posibles vías de mejoras ya analizadas y sobre otros posibles beneficios, no estudiados aún, como es la fatiga muscular.

Con el propósito de definir el fundamento de esta investigación se establecieron cuatro objetivos generales de investigación, en relación con la finalidad principal del estudio:

- Medir la fatiga muscular usando medias de compresión en distintos grupos musculares durante esfuerzos de carrera y saltos.
- Comparar la fatiga muscular entre la musculatura de la pierna con la del muslo con y sin el uso de medias compresivas.
- Determinar si existen mejoras directas con el uso de medias de compresión en esfuerzos de carrera.
- Evaluar la fatiga muscular en los procesos de recuperación con/sin medias compresivas.

En el estudio I, evaluamos la fatiga muscular en esfuerzos de carrera por medio de técnicas de electromiografía superficial (sEMG). Completaron el estudio 16 atletas de mediofondo, de los cuales, varios de ellos habían participado en pruebas de Campeonato de España de Campo a través o clubes en pista en categoría absoluta, y logrando medallas en campeonatos de veteranos.

No se hallaron resultados significativos, aunque sí cambios descriptivos en el tamaño del efecto (D de Cohen, 1988), viendo una menor fatiga en las piernas a favor del uso de MECG.

Por otro lado, es posible que si evaluamos la fatiga muscular a medio-largo plazo después de un esfuerzo máximo, sí encontremos mejoras notables relacionadas con una recuperación más eficiente, que permita mejorar el rendimiento deportivo. Ese aspecto será evaluado en el estudio II.

Para ello, participaron 40 alumnos de 3er curso del Grado en Ciencias de la Actividad Física y Deporte de la Universidad Europea de Madrid. Evaluamos con ellos, la fatiga muscular en los procesos de recuperación de un entrenamiento pliométrico máximo llevando medias elásticas de compresión gradual (MECG) durante el esfuerzo y/o medias de recuperación (compresión uniforme) después de este esfuerzo. Se hallaron cambios significativos en una menor caída en la potencia de salto en los procesos de recuperación de un entrenamiento pliométrico a favor del uso de las medias.

En conclusión, la presente tesis doctoral muestra beneficios en el efecto de compresión de las medias en una menor fatiga en las piernas durante

esfuerzos de carrera y en la habilidad de mantener la potencia de salto usando medias compresivas en los procesos de recuperación.





## **ABSTRACT**

During the last few years, sport has changed a lot both in practice, variety of disciplines and performance. It has grown an important interest, with an increasing number of participants and spectators who follow up the professional athletes' performance.

In terms of recreational and professional practice, sport has required the development of new strategies for training technique and competition analysis. Physiology and biomechanical sciences have helped to improve those methods by using sophisticated equipments, new psychological tools and nutrition procedures.

Today's coach, apart from being an expert in sports techniques, must be aware of these advances. He has to sustain his programs in those sciences, being part of the process, and increasing their knowledge on a field where even professionals think that everything is already known. As far as coach is concerned, he must know and take part of these developments.

From the beginning of the knowledge in physiology and biochemical science, some sports have been specially studied, such as the endurance ones. However, as it happens with other sciences, primal knowledge has been updated by emerged concepts and beliefs. Moreover, current technology allows the analysis of both the internal and external training load.

From the mechanical advances point of view, clear benefits exist on certain materials or sports equipments. For example, we can currently see better bicycles and more aerodynamic helmets in cycling, swimsuits with less rate of rubbing in the water, etc.

The potential benefits of compression tights are a recent topic that is still under the interest of scientific research. Nevertheless, long socks were back to fashion thorough the high jump world's record-holder Javier Sotomayor. However, they became popular when it was added the concept of 'compression' in sports that include running (athletics, triathlon, etc)

All along this doctoral dissertation we review the most recent and relevant research related to performance improvements with the use of the compressive garments.

During the first study, we assessed the muscle fatigue using superficial electromyography technique (sEMG) on a group of athletes who used compressive garments in running exercise. There was no difference in fatigue, but we observed descriptive changes in the D effect size (Cohen's D, 1988). The results of this study show less legs fatigue when using compressive tights.

In the 2<sup>nd</sup> study, muscle fatigue was observed during the recovery process after a high-intensity plyometric workout, both wearing compressive garments during and / or after exercise. We assessed fatigue with the use of the new tool called 'tensiomyography' (TMG), with sensitive and perceptual tools, and several strength and power tests. We found no significant differences. However, significantly higher jumping power was found with the use compression garments during recovery.

In conclusion, present findings of this doctoral dissertation showed some benefits of compression tights both in less fatigue during endurance running exercise and in the ability to maintain jumping power with the use of recovery garments.

# **INTRODUCCIÓN**



## 1. INTRODUCCIÓN

### 1.1 La Resistencia: Concepto y clasificación

El término resistencia engloba distintos conceptos definidos por gran diversidad de autores. Verkhoshansky (2002) lo indica como la capacidad para realizar trabajo muscular sin disminuir la eficacia. Desde el punto de vista físico se relaciona con la capacidad de mantener el rendimiento deseado por el tiempo más largo posible (Martin *et al*, 2001).

Hablamos también de resistencia como “Una capacidad de retrasar la fatiga y sus efectos” (Friel, 2009). Que puede diferenciarse entre “mantener un esfuerzo sin que disminuya la intensidad de trabajo”, o bien la habilidad de “recuperarse rápidamente después de un esfuerzo físico o psíquico” (Zintl 1991; Maughan 1992). Donde influyen la interacción de sistemas de producción de energía (Gastin, 2001), que algunos llaman “sistemas de potencia” (Hawley y Burke, 2000). Donde “el factor clave es la resistencia” (Péronnet *et al*. 2001).

Desde el punto de vista de los deportes cíclicos, se propusieron la división de las pruebas de resistencia como de Resistencia de corta duración (RCD). Media duración (RMD) o Larga duración (RLD). Definiendo como las RCD las pruebas desde 30 segundos a menos de 2 minutos, la RMD desde 2 minutos a 10 minutos, y las RLD de 4 tipos: tipo I para 10 a 35 minutos, tipo II para 35 a 90 minutos, tipo III desde 90 minutos a 6 horas y tipo IV para más de 6 horas (Neumann, 1990; Zintl, 1991).

## 1.-INTRODUCCIÓN

En función de la cantidad de masa involucrada, según sea un trabajo más “local” o “general”, en función de si involucre menos de 1/6 o más de 1/6 de la musculatura corporal respectivamente (Zintl, 1991). Navarro y Garcia Manso (2003) lo clasifican por su parte como “dinámico”, “global-general” y “específica”.

Gastin (2001) clasifica la resistencia en función de la intensidad del esfuerzo. “Prevalentemente aeróbicos” si la duración es superior a 75 segundos y “prevalentemente anaeróbico” si es inferior a 75 segundos

Navarro y Garcia Manso (2003) añaden una clasificación, según la especificidad respecto a la especialidad deportiva, referida en general a una “resistencia de base” o la “resistencia específica”. Se entiende que la específica tiene que ver con situaciones lo más cercanas a la competición, mientras que en la de base se subdivide por deportes y una “base I” que supondría que hacen falta unos mínimos comunes para cualquier tipo de deportista:

- **BASE**
  - Base I: Independiente modalidad deportiva
  - Base II: Relacionada con deportes de resistencia
  - Base III: Relacionada con deporte acíclico, de lucha o colectivo

- **ESPECÍFICO**

González-Badillo y Gorostiaga (2000) clasifican la resistencia según la acción muscular predominante, tipo ‘Estático’ con un alto contenido de contracciones excéntricas máximas, común en deportes de lucha; y de tipo ‘Dinámico’ con predominio de acciones concéntrico-excéntrico submáximas como en deportes de carrera a pie, ciclismo, remo, etc.

## 1.2. Evolución histórica del entrenamiento de resistencia

Los primeros medios de entrenamiento se remontan a la Antigua Grecia donde surgieron las primeras ideas que sentaron las bases de los principales métodos de entrenamientos actuales. Realizaban así un trabajo con sobrecargas, ya fuera con un compañero o con sacos de arena, distintitos tipos de multilanzamientos, carreras en arena, y ejercicios del tipo 'skipping' y carreras en múltiples direcciones (Hegedüs, 1984).

En esta época se sitúan también los primeros esfuerzos por organizar el entrenamiento como una práctica sistemática y planificada. Existían deportistas profesionales, así como entrenadores profesionales, los cuales utilizaban ya un modelo de programación, el tetra, que consistía en lo que hoy llamaríamos un microciclo de cuatro días. El primero de esos días se realizaba un entrenamiento suave, de preparación, para que el segundo fuera un entrenamiento muy intenso, seguido de un día de descanso o baja carga para que el cuarto y último fuera intenso aunque menor al segundo día.

Tenían además conocimientos sobre técnicas específicas en los corredores, por ejemplo distinguían como se hace hoy en día, entre la técnica de un velocista y de un corredor de fondo. Se indicaba que los primeros debían balancear los brazos al frente con apoyo más de metatarso y los segundos llevar los brazos pegados al cuerpo, con el tronco ligeramente inclinado hacia delante con apoyo de planta (Billat, 2002).

Ya acercándonos al siglo XIX, en Inglaterra, utilizaban la carrera como elemento principal en el entrenamiento militar durante años y aparece el oficio del corredor-mensajero 'running footmen', para cuando los caminos

eran inaccesibles para los carruajes. Se empiezan a realizar apuestas con las que remunerar a estos corredores, lo que sentará precedente para futuros corredores profesionales que van a aparecer posteriormente. (García Manso *et al.* 1996). El eco de estos corredores ingleses hizo que empezaran a aparecer corredores norteamericanos, y con ellos aparecen las primeras competiciones Inglaterra- Estados Unidos de América (EEUU). Las competiciones consisten en recorrer la mayor distancia posible en una franja horaria determinada. Con ello los primeros entrenadores profesionales americanos como Murphy, Cronwell y Robertson añadieron al método inglés el trabajo fraccionado, estos es, lo que hoy llamamos 'series': dividían la competición en distancias parciales (entre un cuarto y la mitad de la distancia), que se corrían a la intensidad esperada para la competición.

Entre finales del siglo XVIII e inicios del XIX, en el resto de Europa se fue desarrollando las 'gimnasias', con orientación educativa, deportiva o militar. Las principales escuelas donde se originaron las principales metodologías del entrenamiento de resistencia además de la inglesa, fueron la finlandesa y sueca. Todas estas técnicas giraron en torno a los primeros juegos olímpicos (JJO) de la era moderna celebrados en 1896 y cobró más importancia el concepto del 'record', es decir, recorrer una distancia en el menor tiempo posible. Por ello se inicia una homologación en todo el mundo de estas competiciones de carrera a pie hasta llegar a lo que se conocen como pruebas del calendario olímpico, dependientes de la Federación de Atletismo Internacional (IAAF).

A inicios del siglo XX un entrenador y atleta finlandés de nivel medio, William Kolehmainen, emigra a los EEUU y se hace popular por sus metodologías de

entrenamiento aunque en Norteamérica, llevaban años utilizando el entrenamiento sobre distancias cortas y variantes. Su hermano Hans, que se quedó en Finlandia empezó a adoptar nuevas tendencias en su entrenamiento de resistencia por medio de correspondencia postal con su hermano, quien consiguió grandes records para su país en los JJOO de Estocolmo en 1912. Este país va a dominar el fondo mundial hasta mediados de los 40, y más adelante de nuevo. Otro finlandés Paavo Nurmi pasó a la historia por sus victorias en los JJOO de 1924, así como por incorporar el trabajo de fuerza y velocidad a los planes de entrenamiento anteriores.

De esta época destacamos al entrenador finlandés Pihkala, influenciado por las tendencias norteamericanas publicó en 1930 un libro cuyas aportaciones al mundo del entrenamiento fueron, la alternancia entre el trabajo y la recuperación, la regla de que cuando se incrementa la intensidad se descende el volumen de trabajo para asegurar una buena adaptación sin lesiones, ni sobreentrenamiento, el trabajar a lo largo del tiempo de la base general al desarrollo específico; y en el caso del fondo atlético el método de trabajar tramos repetidos intenso (Hegedüs, 1984).

En desacuerdo con el trabajo fraccionado corto e intenso que éstos propusieron, en Suecia se va a inventar otro instrumento de entrenamiento clásico: El Fartlek. Lo inventa Göose Holmér proponiendo el trabajo continuo con cambios de ritmos aprovechando el medio natural (barro, nieve, hierba, etc.). Paralelamente, empiezan a surgir los primeros teóricos del entrenamiento moderno. Así, Grantyn crea en 1939 una 'Teoria general del entrenamiento', en la que ya se hablaba de dividir una temporada en 3 fases para la adquisición de la forma.

A partir de la década de los '50, el entrenador y profesor alemán Toni Nett, escribe una serie de artículos del trabajo fraccionado, en los cuales, sugiere la realización de tramos de alta intensidad con recuperaciones breves, naciendo el 'interval Training'. Este método influyó a Emil Zatopek, atleta checoslovaco que dominó las carreras de fondo a nivel mundial en este periodo. Paralelamente se inició la investigación por la fisiología del esfuerzo y la sistematización del entrenamiento. (Billat, 2002).

Poco a poco aparecieron nuevas tendencias originarias en las antípodas que cambiaron la forma de entrenar, en forma de retorno a la naturaleza, y alejada de tanta sistematización científica. Uno de los precursores fue Percy Cerutti, australiano que popularizó de nuevo el fartlek y demás trabajos de fuerza en la naturaleza. Añadió el trabajo fraccionado a alta intensidad, el trabajo de velocidad y el trabajo de fuerza, usando las dunas de arena. También se destaca en Australia el entrenamiento de altos volúmenes, cuyos corredores llegaban a realizar 200 kilómetros semanales.

A partir de los años '50 Matveiev, es considerado el 'padre' de la periodización deportiva, plantea su primer modelo, que más adelante modificará, cuando paralelamente aparece, ya otro modelo destacado en la tesis doctoral de Arosiev (1976), con su "moderno" modelo del péndulo en el hincapié que va de lo general a lo específico, con cada vez menos de lo general y más de lo específico. Años posteriores aparecen nuevos modelos de periodización, como los de Vorobiev o Tschiene, proponiendo el endurecimiento de los entrenamientos por medio de cambios bruscos en el volumen e intensidad y altas cargas de entrenamiento respectivamente. Bondarshuk destacará por convertirse en un acérrimo de la especificidad, algo que hoy en día es premisa

en el deporte de élite. Ya contemporáneo es el modelo de periodización en bloques de Verjoshanski, especialmente orientado a deportes de fuerza-velocidad (Ruiz Alonso, 1994). El avance en tecnología, fisiología, biomecánica dan unos sistemas de entrenamiento muchos más complejos en la actualidad.

---

Pista cubierta
400ml
800 ml
1500 ml
3000 ml
Pista al aire libre
400ml
400mv
4x400ml (relevos)
800 ml
1500 ml
3000 m obstáculos
5000 ml
10000 ml
En Ruta
1/2 Maratón (21097 m)
Maratón (42195 m)
100 km
Campo a través

---

**Figura 1.1.** Competiciones de atletismo de carrera a pie, de fondo o mediofondo presentes en el Calendario olímpico y Campeonatos del mundo de la IAAF

### 1.3. Factores determinantes del rendimiento en la resistencia

Aunque el rendimiento es multifactorial, son varios los factores que se han identificado como determinantes fisiológicos del rendimiento (Brandon 1995; O'Toole y Douglas 1995; Jones y Carter 2000; Hausswirth y Lehénaff 2001; Saunders *et al.* 2004; Lucia, *et al.* 2006)

- Potencia aeróbica máxima y consumo de oxígeno máximo
- Umbral Anaeróbico
- Capacidad y potencia anaeróbica (\*)
- Economía de carrera o eficiencia energética

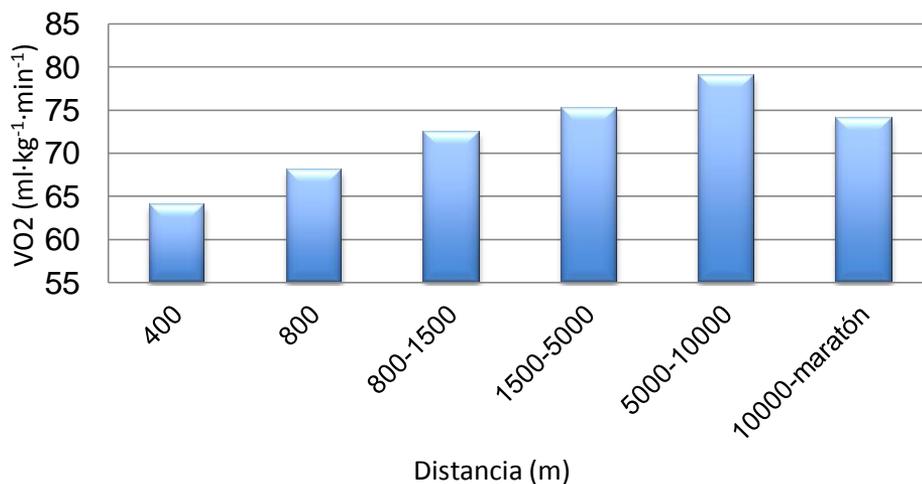
(\*), En algunos deportes de larga duración no se considera un determinante, mientras que en las pruebas por debajo de los 30' deja de serlo la eficiencia energética

- **Potencia aeróbica máxima y máximo consumo de oxígeno (VO<sub>2</sub>max).** La Potencia aeróbica máxima (PAM), se muestra asociada al VO<sub>2</sub>max o 'máximo consumo de oxígeno'. Se representa como la mínima velocidad (por ejemplo km·h<sup>-1</sup> en carrera) con la que, en una prueba progresiva se alcanza ya el VO<sub>2</sub>max, y se define como Velocidad Aeróbica Máxima (VAM). En niveles bajo o medio, es la variable que mejor define el desarrollo cardiorrespiratorio de una persona. Astrand y Rodahl (1986) definieron el VO<sub>2</sub>max como la habilidad de estos sistemas para producir la máxima energía aeróbica por unidad de tiempo.

La determinación del VO<sub>2</sub>máx se realiza habitualmente con protocolos de medición directos, continuos, a velocidades incrementales y hasta la

extenuación del atleta. Doherty, Nobbs y Noakes (2003) propusieron tres criterios para valorar si el atleta había realizado un esfuerzo máximo: la consecución de una meseta en el  $\text{VO}_2$ , definida como un incremento menor a  $1,5 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ ; un RQ de 1,1 o mayor; una FC final superior al 95% de la FC máxima teórica en función de la edad.

Se suele utilizar, habitualmente, la expresión relativa del mismo respecto al peso corporal ( $\text{ml de O}_2/\text{kg}/\text{min}$ ), ya que así puede compararse a deportistas de distintas antropometrías.



**Figura 1.2.** Consumo máximo de oxígeno en corredores (Svedenhag y Sjödin, 1984).

- **Umbral anaeróbico (UAN).** Existen diferentes términos que engloban el mismo término aunque nosotros utilizaremos el de ‘Umbral anaeróbico’, estos son los siguientes:

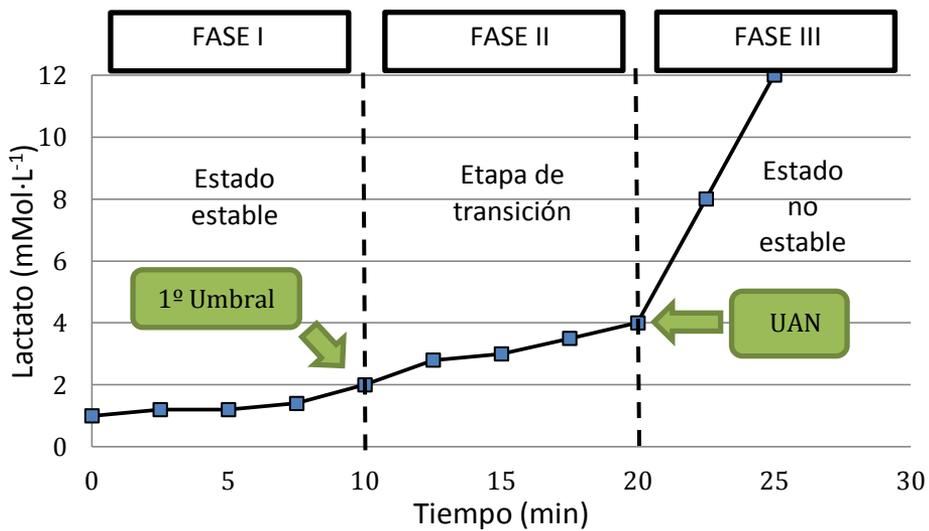
- Umbral anaeróbico (Kindermann, Simon y Keul 1979).
- IAT (umbral anaeróbico individual) (Keul *et al.*, 1979).
- Umbral anaeróbico individual (Stegmann, Kindermann, y Schnabel, 1981).
- OBLA (inicio de acúmulo de lactato en sangre) o LTP (Lactate Turn Point). (Sjödín y Jacobs1 1981).
- Umbral ventilatorio 2 (VT2) (Orr, Green, Hughson, y Bennett, 1982).

Este umbral representa una zona de entrenamiento en relación a una intensidad metabólica crítica. El rendimiento a esa intensidad de umbral anaeróbico se representa a través del porcentaje de VO<sub>2</sub>max al que ocurre, y especialmente a través de la velocidad o potencia desarrollada en esas condiciones. (Péronnet, 2001; Noakes, 2003.)

Heck *et al.* (1985) justificó el valor de 4 mMol·L<sup>-1</sup> como medida aproximada para deportistas de resistencia en el cual se producía el UAN. En 1979 Kindermann y colaboradores hablan de un “primer umbral” del lactato con el criterio de “primer incremento del lactato desde el reposo”, que Mader (1979), y otros muy posteriormente, situarán alrededor de los 2 mMol·L<sup>-1</sup>. En 1981 se desarrollo el concepto de IAT por Stegmann y colaboradores.

Estas dos fases diferenciadas y descritas anteriormente, muestran un estado estable del metabolismo celular (próximo a 2 mMol·L<sup>-1</sup>) y otro estado no estable (en torno a 4 mMol·L<sup>-1</sup> o intensidad correspondiente a LTP) y por

consiguiente una etapa entre ambos denominada de transición (Skinner y McLellan, 1980) (Figura 1. 3.)

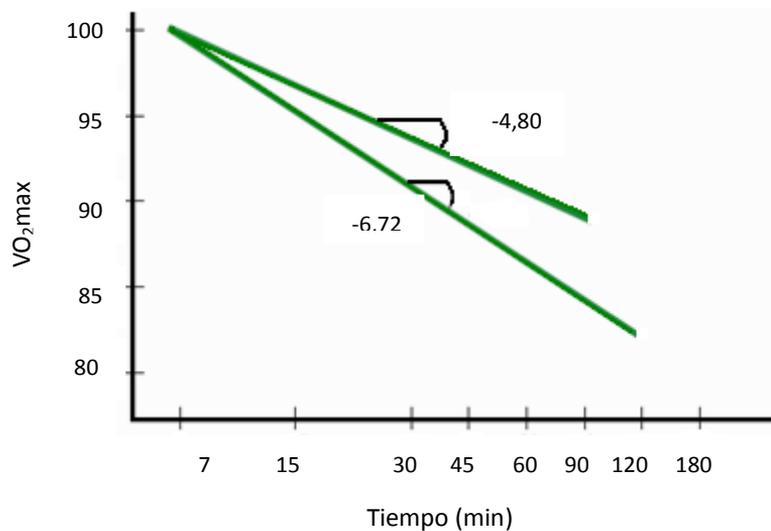


**Figura 1.3.** Modelo trifásico de Skinner y McLellan (1980)

Aunque tanto los medios de determinación del UAN sean distintos, como la manera de referirse a este mismo, la mayoría de autores coinciden en reconocerlo como un aumento brusco del lactato sanguíneo durante el ejercicio en función de su intensidad y duración.

Un último aspecto a destacar es el concepto de “índice de resistencia” o “resistencia” de los autores Péronnet y Thibault (1989). Éstos no consideran al umbral anaeróbico como un factor aislado, sino que lo consideran dentro de este concepto, que definen de diversas maneras, pero en cualquier caso a partir de la caída lineal en la relación % VO<sub>2</sub>max sostenido y distancia.

Cuanto mejor es el nivel en este índice, menor es esa caída, por tanto, mayor % de VO<sub>2</sub>max puede mantener conforme la distancia aumenta. El cálculo del % PAM sostenido en competición se hace calculando previamente el gasto energético total en carrera, asumiendo un coste energético según la velocidad desarrollada.



**Figura 1.4.** Concepto de índice de resistencia.

- **Capacidad y potencia anaeróbica.** Intensidades superiores a la PAM que se asocian, respectivamente, con la habilidad de mantener durante un largo tiempo un esfuerzo de predominio glucolítico, o de generar mucha energía por unidad de tiempo con el metabolismo glucolítico. (Weyand *et al.* 2006). Debido a que intensidades superiores a la VAM tanto el  $VO_2$  como la FC no aumentan, nos encontramos como único referente al lactato. Se establecen % de marcas personales en distancias cortas (de duraciones entre 15 a 90" habitualmente) o % de velocidades por encima de la VAM.

Astrand, Rodahl, Dahl y Strømme (2010) exponen que hasta los 2 min, la potencia anaeróbica tiene una mayor contribución durante el ejercicio que la contribución aeróbica. Entorno a los 2 min la contribución de cada sistema ronda el 50% y conforme se prolonga el ejercicio en el tiempo la potencia aeróbica se torna más relevante.

A similares valores de  $VO_{2\text{máx}}$ , UAN y economía de carrera, la capacidad anaeróbica es el factor determinante del rendimiento en corredores de niveles parecidos (Bulbuilan, Wilcox y Darabos, 1986).

La importancia de una buena capacidad anaeróbica en pruebas desde 800m hasta 3000m, puede suplir un menor nivel en los otros factores determinantes del rendimiento (Brandon, 1995). A partir de distancias de 5000m, variables como el UAN (Manfulli, Capasso y Lancia, 1991) y  $vVO_{2\text{máx}}$  (Morgan, Baldini, Martin, y Kohrt 1989) podrán predecir de mejor manera el rendimiento. No obstante, la complejidad de ciertas pruebas tácticas por encima de los 10000m, hacen considerar, también, modelos de competición con diversos cambios de

ritmo brusco, provocando estados fisiológicos más complejos en la interacción metabólica.

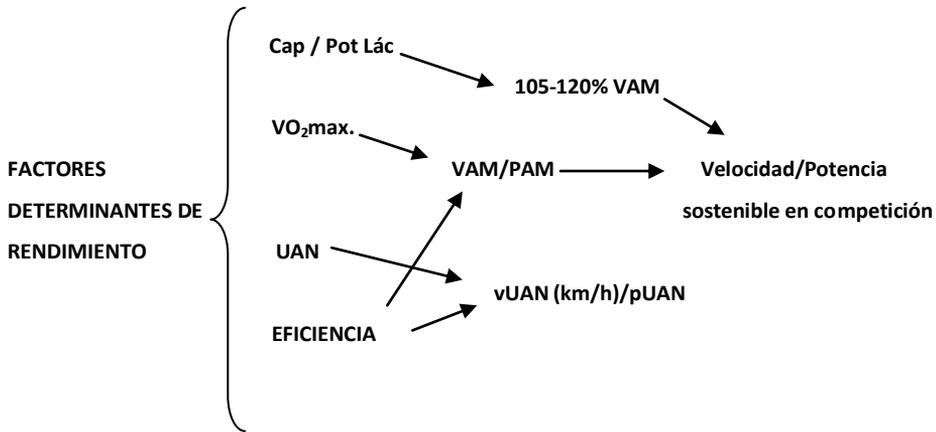
- **Economía de movimiento o eficiencia energética.** Se relaciona con la habilidad de gastar la menor energía posible ( $VO_2$ ) a una determinada velocidad. (Shephard y Astrand, 2007)

La potencia metabólica, habitualmente, se mide mediante el  $VO_2$  (normalmente expresada de manera relativa), por lo tanto cuanto menos energía se necesite para ejecutar una contracción muscular, más económico es el movimiento.

Este concepto no es tan importante en pruebas cortas, donde no se termina la energía, sino que se limita la velocidad de aporte. No obstante, a medida que la duración sobrepasa la hora de esfuerzo o el ambiente es muy caluroso, el coste será progresivo a una velocidad constante.

Es por tanto el mayor determinante en deportistas muy entrenados, que se dedican a deportes de larga duración, en los que la termorregulación, la fatiga neuromuscular y la cantidad de energía almacenada aparecen como limitantes. (Péronnet, 2001; Noakes, 2003). Esto es, que los niveles de  $VO_{2\text{máx}}$  pueden no ser distintos (incluso peores en los mejores respecto a otros de nivel inferior), pero la economía si es superior claramente en los corredores de mayor nivel.

En la figura 1.5. aparecen los distintos factores determinantes del rendimiento y resultantes en el ritmo de competición.



**Cap / Pot Lác:** Capacidad y Potencia láctica, **UAE:** Umbral aeróbico, **VAM:** Velocidad aeróbica máxima.  
**PAM:** Potencia aeróbica máxima, **VO<sub>2</sub>max.** Consumo de oxígeno máximo

**Figura 1.5.** Interacción entre determinantes del rendimiento y resultante en el ritmo de competición (Esteve-Lanao et al 2010)

---

Estas variables se ven afectadas por otros factores que se consideran limitantes, es decir cualidades que no lo determinan o sirven para pronosticarlo pero sí pueden limitar el desarrollo de algunos de ellos. Estos cambian según la prueba y muchos no son entrenables, no obstante sobre los que sí podemos influir son la fuerza máxima, técnica de carrera y VO<sub>2</sub>max.

Concretando, el concepto es que si no existe un nivel mínimo de los 'limitantes' estaremos condicionados al mejorar los 'determinantes'

El  $VO_2\text{max}$  considerado determinantes en pruebas cortas, también es limitante en pruebas de larga duración, debido a que en este tipo de pruebas influyen más factores (umbral anaeróbico o economía de carrera).

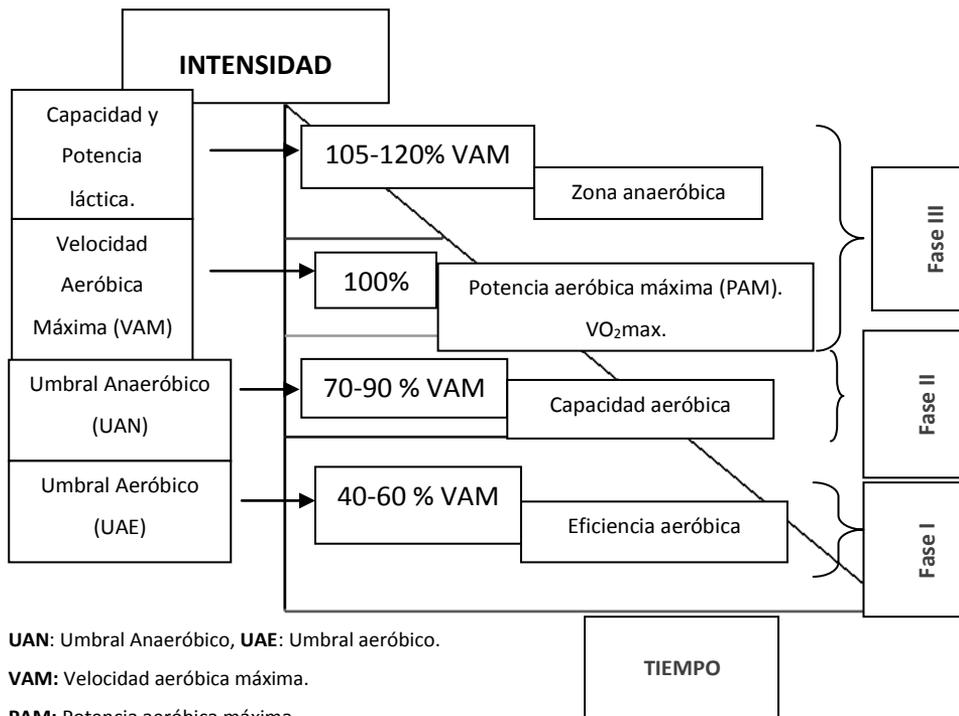
Las mejoras en fuerza máxima en deportistas de bajo nivel ( $<40\text{ml}\cdot\text{kg}\cdot\text{min}^{-1}$ ) permite mejoras sobre el  $VO_2\text{max}$ . (Gettman *et al.* 1978; Kaikkonen *et al.* 2000). Independientemente del nivel de condición física del deportista, el trabajo de esta capacidad también mejora la economía de carrera (Johnston *et al.* 1997; Turner *et al.* 1999, Braun *et al.* 2000).

Por último, puede existir una diferencia de alrededor del 20% en la economía de carrera entre corredores que hacen menos de 60 km/semanales, respecto a los que hacen más de 100km/semanales (Scrimgeour *et al.* 1986). Es imprescindible evaluar al deportista de resistencia para conocer estos factores determinantes (figura 1.5.) y establecer sus zonas de entrenamiento por medio de test progresivos. Para establecer estos umbrales fisiológicos existen diversas metodologías, las más comunes son por ergoespirometría por medio de un test incremental hasta la extenuación con estadios e incrementos cortos, obteniendo también valores de  $Vo_2\text{max}$  y VAM. (Esteve-Lanao *et al.* 2007).

La VAM es una variable que habitualmente se ha identificado como gran predictora del rendimiento sirviendo como referente para establecer intensidades de entrenamiento relativas, en zonas de velocidad, junto a la frecuencia cardiaca (Billat, 2002)

También existen metodologías por medición de la concentración de lactato sanguíneo (bLA) que nos permiten determinar umbrales lácticos: LT (lactatic

Threshold), LTP (lactate turn Point) o MLSS (maximal Lactate Steady State) (Esteve-Lanao *et al.* 2007). En la Figura 1.6. se sintetizan las distintas zonas de entrenamiento conocidas como modelo trifásico de Skinner y McLellan (1980) en relación al consumo máximo de oxígeno ( $VO_2max.$ ).



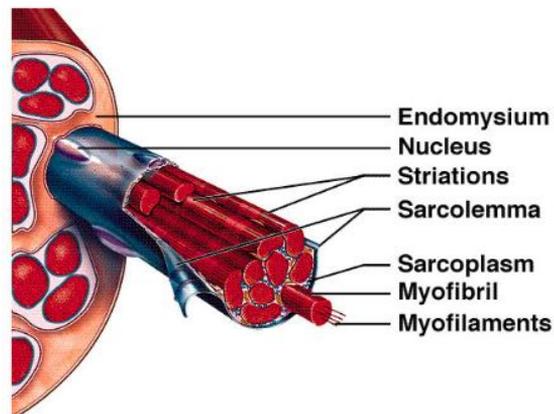
**Figura 1.6.** Modelo trifásico de Skinner y McLellan

## 1.4 Sistema muscular

### 1.4.1. Estructura del músculo esquelético

Las células musculares, también llamadas fibras, están recubiertas a diferentes profundidades por capas de tejidos conectivos. Así, rodeando a cada fibra muscular se encuentra el endomysio (red de fibras).

Del mismo modo, rodeando a cada haz de células musculares o fascículo encontramos el perimysio (fibras colágenas elásticas). Finalmente es el epimisio (tejido conjuntivo) el encargado de rodear al músculo. (Chillarro *et al.* 2006)

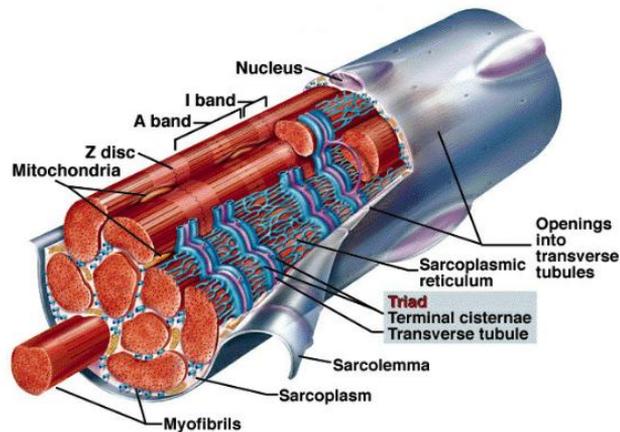


**Figura 1.7.** Célula o fibra muscular

---

Las células o fibras musculares son las células más largas del cuerpo humano. Se origina por fusión de muchas células embrionarias. Son polinucleadas (núcleos en la membrana), cilíndricas, alargadas y con escaso citosol. La mayor parte de ellas están formadas por miofibrillas, que son haces de proteínas contráctiles y elásticas. (Fox, 2003). Podemos diferenciar las siguientes estructuras (figura 1.8.):

- Membrana o sarcolema.
- Retículo sarcoplasmático: Red de vasos paralela a las miofibrillas por la que se libera y recapta el calcio
- Túbulos T. Prolongación del sarcolema hacia el interior de la célula muscular.
- Cisternas terminales (Depósitos de calcio).
- Miofibrillas. Más de 1000 por cada célula muscular
- Otras estructuras entre las miofibrillas: Aparato de Golgi, gránulos de glucógeno y depósitos de triglicéridos.
- Mitocondrias: Centrales oxidativas de la células responsables de generar ATP.
- Mioglobina: Proteína celular equivalente a la hemoglobina sanguínea.



**Figura 1.8.** Estructura de la fibra muscular.

Las miofibrillas están compuestas por las unidades funcionales de la célula muscular llamadas Sarcómeros. Estos están separados por discos Z. Las proteínas contráctiles y elásticas que encontramos son (Fox, 2003):

- Miosina: Proteína contráctil. Cada filamento grueso de Miosina que hay en una miofibrilla está compuesto por 250 moléculas de dicha proteína. Es el motor molecular de la célula. Existen diferentes isoformas de Miosina (MHCI, MHCIIA, MHCIIX, etc.) que dan nombre a los diferentes tipos de fibras musculares. Están compuestos por dos cadenas proteicas pesadas de miosina (MHC), que se entrelazan formando una cola con una cabeza en su extremo

libre, y cuatro cadenas ligeras (MLC). La cabeza de la Miosina tiene un punto activo para la unión de la actina. También tiene un punto de unión con el ATP y la propia actividad ATPasa para hidrolizarlo y utilizar la energía liberada para dar diferentes golpes de movimiento; originando fuerzas y velocidades de contracción muscular.

- Actina: Proteína contráctil que forma filamentos finos dentro de la miofibrilla. Están compuestos por dos cadenas finas (de Actina F) que se entrelazan para dar el filamento fino de actina.

- Troponina: Proteína moduladora que se encuentran en los filamentos de actina. Se componen de tres unidades: Troponina T (con gran afinidad a la Tropomiosina), Troponina I (afinidad a la actina) y Troponina C (afinidad al calcio).

- Tropomiosina: Proteína moduladora entrelazada en las cadenas de actina.

- Titina: Proteína elástica más grande conocida y mayoritaria en la miofibrilla. Recorre el sarcómero de disco Z a disco Z, siendo el responsable de la recuperación elástica de la longitud de éste. También estabiliza los elementos contráctiles.

- Nebulina: Proteína no elástica, que nace en los discos Z y discurre conjuntamente a los filamentos finos y se encarga de la correcta alineación de estos.

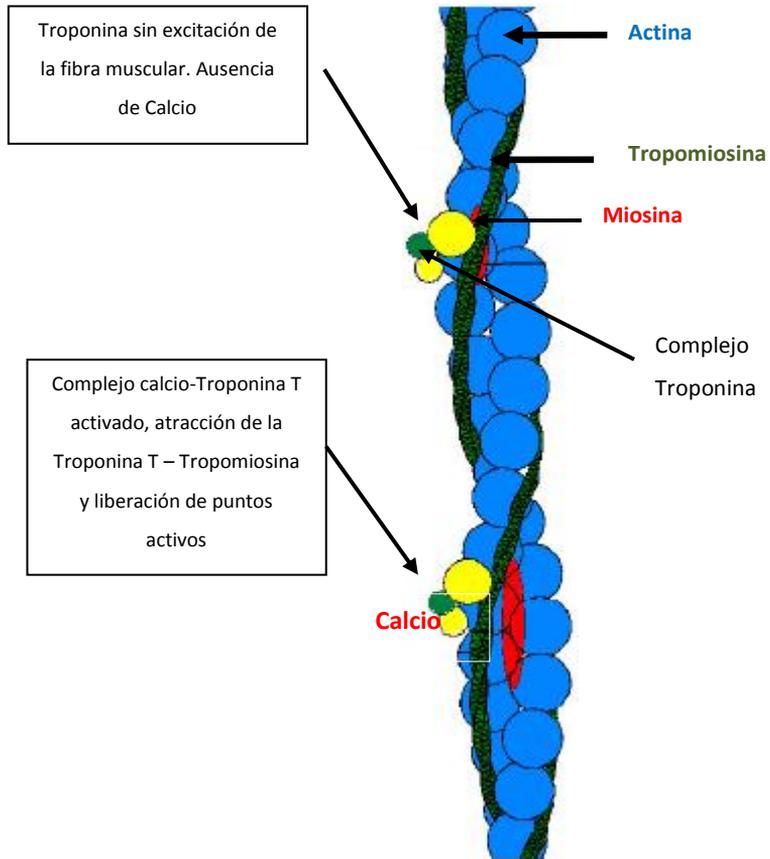
#### 1.4.2 Mecanismo de la contracción muscular.

Cada fibra muscular está inervada por un solo nervio motor. A este nervio motor y al conjunto de fibras musculares que inerva se le denomina, unidad motora. La unión neuromuscular, sinapsis entre un nervio y una fibra muscular, es el lugar donde se realiza la conexión entre el sistema nervioso y el muscular. El mecanismo de la contracción muscular, comienza cuando el impulso nervioso (en forma de potencial de acción de unidades motoras "PUM") se acerca hasta la fibra muscular por la terminación nerviosa llamada axón. Al llegar este impulso, el axón secreta un neurotransmisor llamado acetilcolina, que se une a los receptores del sarcolema. La activación de estos receptores provoca la apertura de los canales de sodio del sarcolema, generando una entrada masiva de sodio a la célula muscular. El PUM se transmite hasta el sarcolema y por tanto a lo largo de la fibra muscular. En este momento se está generando o disparando el potencial de acción en la fibra muscular. (Chillarro *et al.* 2006).

El potencial de acción que se transmite por el sarcolema y llega a las miofibrillas a través de los túbulos T, hace que el retículo sarcoplasmático libere grandes cantidades de calcio que estaban almacenadas en las cisternas terminales. El calcio es el verdadero activador de la contracción muscular.

El calcio se une a la Troponina C existente en los filamentos de actina. Al unirse, atrae a la Tropomiosina (que estaba unida a la actina por puntos activos) dejando ésta libres puntos activos de unión con el ATP para poder hidrolizarlo y liberar energía necesaria para la realización de un golpe de movimiento por la cabeza de la Miosina, provocando un deslizamiento de los filamentos de la

actina sobre los de Miosina (teoría de los filamentos deslizantes). (Chillarro *et al.* 2006).



**Figura 1.9.** Mecanismo contracción muscular.

### 1.4.3. Fatiga muscular

La fatiga se manifiesta como una reducción en la capacidad de mantener un determinado nivel de fuerza en una contracción sostenida o como la incapacidad de alcanzar un nivel de fuerza inicial en contracciones intermitentes. Esta fatiga está acompañada por cambios en la actividad eléctrica muscular (Dimitrova *et al.* 2003). Si se analiza todo el sistema neuromuscular, se puede encontrar fatiga en la corteza motora, en las vías excitatorias, en las estructuras de control de las motoneuronas superiores e inferiores, en la placa motora, en el sarcolema, en el acoplamiento excitación-contracción y en el suministro metabólico de energía (Thorsen *et al.* 2001).

La fatiga muscular tiene componentes centrales y periféricos. Los primeros se manifiestan como una incapacidad para realizar una actividad inducida por el desarrollo de ésta. Los segundos se manifiestan como una incapacidad del músculo para producir un determinado nivel de fuerza (Nordlund *et al.* 2004).

En contracciones sostenidas, se produce fatiga central y periférica durante esfuerzos máximos (Bigland-Ritchie *et al.* 1983) y submáximos (Löscher *et al.* 1996), mientras que en contracciones intermitentes, se produce fatiga central y periférica cuando el esfuerzo es máximo (Taylor *et al.* 2000), pero sólo se produce fatiga periférica si el esfuerzo es submáximo o hay descanso suficiente entre contracciones (Bigland-Ritchie *et al.* 1983).

En las aplicaciones motrices de estimulaciones eléctricas funcionales se activan los nervios periféricos del músculo paralizado y la fatiga que se produce es predominantemente de naturaleza periférica (Mizrahi *et al.* 1997) pero,

## 1.-INTRODUCCIÓN

dependiendo de la condición patológica del músculo que se está estimulando, puede también presentarse fatiga central.

## **1.5 Técnicas de medición de la fatiga muscular**

### **1.5.1 Electromiografía (EMG)**

#### ***1.5.1.1 Utilidad de la EMG***

La captación de la señal eléctrica producidas por los músculos durante una contracción muscular se conoce como electromiografía (EMG). Estas señales son generadas por el intercambio de iones a través de las membranas de las fibras muscular debido a una contracción muscular. La EMG consiste por tanto, en la adquisición, registro y análisis de la actividad eléctrica generada por nervios y músculos a través de la utilización de electrodos (Gutiérrez Rivas, 2000).

Las mediciones extraídas de EMG proporcionan una información valiosa acerca de la fisiología y los patrones de actividad muscular. Dicha información refleja las fuerzas que son generadas por los músculos y la temporalización de las mismas.

La medición EMG nos permite conocer la actividad de uno o varios músculos en una acción concreta. (Villarroya, 1997). Esto incluye:

- Determinar en cada instante, si el músculo si está activo o inactivo.
- Saber qué grado de actividad muestra durante los periodos que se muestra activo.
- Conocer qué tipo de relación o interacción mantiene con el resto de músculos implicados en la acción que se va a estudiar.

La amplitud, y las propiedades de las señales EMG tanto en el dominio del tiempo como en la frecuencia dependen de factores tales como: El tiempo y la

intensidad de la contracción muscular, la distancia entre el electrodo y la zona de actividad muscular, las propiedades de la piel (por ejemplo el espesor de la piel y tejido adiposo), las propiedades del electrodo y el amplificador; y la calidad del contacto entre la piel y el electrodo. Los aspectos más importantes relacionados con la adquisición y el análisis de señales EMG de superficie fueron tratados recientemente en un consenso multinacional llamado SENIAM (Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscles).

La calidad de la señal EMG medida es descrita por la relación entre la señal EMG medida y las contribuciones de ruido indeseadas por el ambiente. La meta es maximizar la amplitud de la señal mientras se minimiza el ruido, la cual, depende casi exclusivamente de los electrodos, y más específicamente las propiedades del electrodo y el contacto de la piel. (Gutiérrez Rivas, 2000).

### **1.5.1.2 Técnicas electromiográficas**

Existen dos métodos para usar la EMG, una es la superficial y el otro método es el invasivo. Para realizar un EMG intramuscular, se usa una aguja electrodo; la cual se inserta a través de la piel hasta que entra al tejido muscular. Así el especialista en EMG va observando la actividad eléctrica mientras inserta el electrodo, dándonos información valiosa en cuanto a la actividad muscular como al nervio que inerva ese músculo. Esta técnica nos permite obtener la actividad eléctrica del músculo en reposo o activo (contracción voluntaria máxima y estática). Se usa con el fin de estudiar la fisiología y patología de las unidades motrices, tales como la denervación, la reinervación y las miopatías, entre otras (Stashuk, 2001).

El método de EMG Intramuscular se considera demasiado invasivo o innecesario en algunos casos (Drost *et al*, 2006). En su lugar, el método superficial (sEMG) es una técnica no invasiva que permite evaluar la actividad muscular en acciones dinámicas. Los electrodos se colocan en una superficie muscular, la cual nos permite controlar la actividad muscular durante el ejercicio. A diferencia de la EMG invasiva, no permite valorar la musculatura profunda y aporta menos definición que los electromiogramas de aguja (Drost *et al*. 2006). La señal de sEMG representa la suma de PUM individuales que se generan por las descargas continuas e irregulares de las unidades motoras activas en el músculo (figura 1.10.)



**Figura 1.10.** Señal eléctrica recibida por la sEMG mediante contracciones sostenidas en carrera.

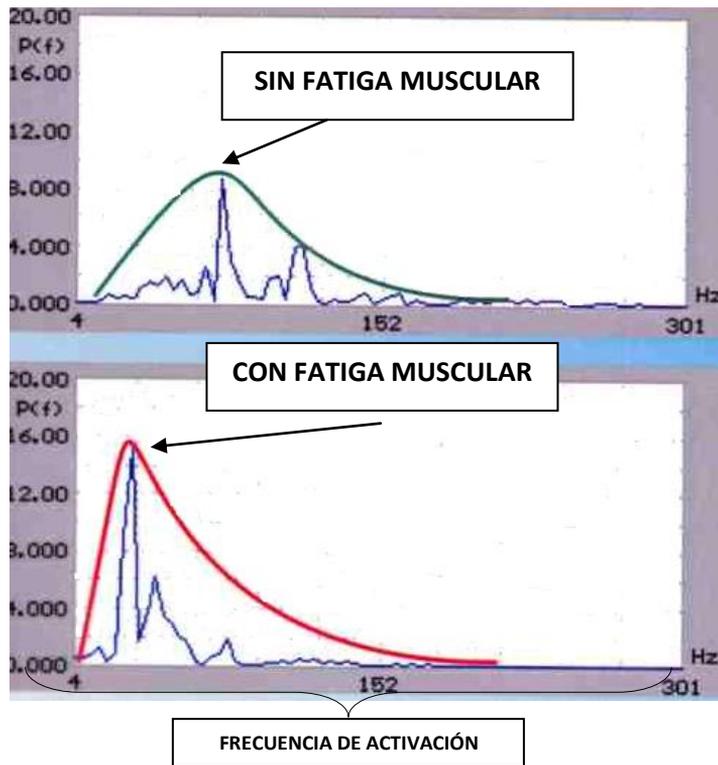
---

Durante una EMG, la señal que normalmente se evalúa es la actividad electrofisiológica de las múltiples unidades motoras. La composición de la unidad motora, el número de fibras musculares por unidad motora, el tipo metabólico de las fibras musculares y muchos otros factores afectan la forma de los potenciales de unidad motora en el miograma.

### **1.5.1.3. Fatiga muscular y su relación con la fatiga muscular sEMG**

La fatiga puede evaluarse por medio de la señal de sEMG, siendo las variables más usadas la amplitud pico a pico y la media del valor rectificado, la media y la mediana de su espectro de frecuencias y la velocidad de conducción de las fibras musculares (Thorsen *et al.* 2001).

Durante contracciones fatigantes, se presenta una reducción en la velocidad de conducción y, por lo tanto, de las frecuencias características de la señal. Esta reducción en la velocidad de conducción resulta en una compresión y un corrimiento del espectro de frecuencias hacia las bajas (Gannoni *et al.* 2005). Así mismo, la frecuencia de activación de las unidades motoras, representada en la zona de bajas frecuencias del espectro del EMG, cambia como consecuencia del estado de fatiga (Bigland-Ritchie *et al.* 1983, Dimitrova *et al.* 2005) (figura 1.11.)

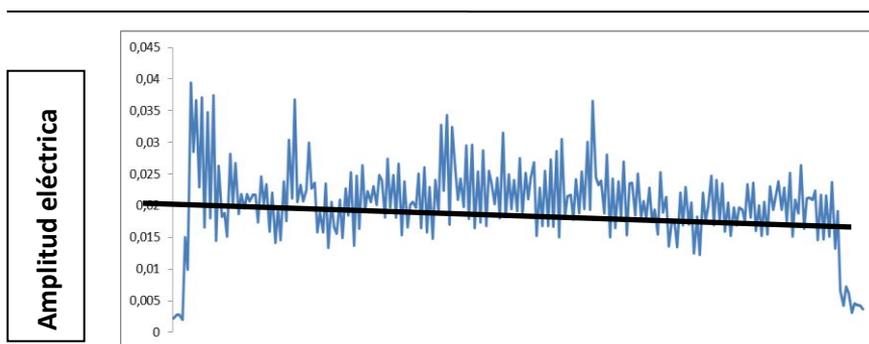


**Figura 1.11.** Representación de los espectros de frecuencia de activación en fatiga muscular

Otra consecuencia del fenómeno de fatiga es la disminución del umbral de reclutamiento de las unidades motoras; así, se activan nuevas unidades motoras que no estaban activas al comienzo de la contracción. Éstas tienen mayor tamaño, mayor velocidad de conducción y PUM de duración corta, produciendo un desplazamiento de las frecuencias de la señal de sEMG hacia valores mayores (Merletti *et al.* 2004). Pero, por otro lado, la duración del PUM es altamente afectada por la distancia entre la fuente y el punto de

registro. Así, las unidades motoras profundas reclutadas después del comienzo de la contracción tenderán a desplazar el espectro hacia frecuencias menores, aun cuando la velocidad de conducción de estas unidades motoras reclutadas sea alta.

Centrándonos en la amplitud de la señal sEMG que es la que usamos en el presente estudio, esta aumenta, debido a que, como mecanismo de compensación de fatiga, los músculos intentan mantener la misma fuerza reclutando unidades motoras adicionales; pero cuando esto no es posible, la fuerza comienza a disminuir evidenciándose una reducción en la amplitud de la señal. (Figura 1.12.)



**Figura 1.12.** Señal eléctrica recibida por la sEMG observando una disminución de la amplitud eléctrica como consecuencia de la fatiga muscular.

---

Cuando las fibras musculares son estimuladas voluntariamente, su activación es asincrónica (De Luca, 1984). En este tipo de contracciones (submáximas), las primeras unidades motoras en activarse son las de contracción lenta resistentes a la fatiga. A medida que aumenta la fuerza, se activan las unidades motoras que están compuestas de fibras rápidas resistentes a la fatiga y después se activan las compuestas de fibras de contracción rápida y rápidamente fatigables (Binder-Macleod *et al.* 1995).

## 1.5.2 Tensiomiografía (TMG)

### 1.5.2. 1 Utilidad de la TMG

La tensiomiografía (TMG) fue desarrollada en la Faculty of Electrical Engineering de la University of Ljubljana (Eslovenia), a principios de los años 1990, por el profesor Valencic. Su objetivo era evaluar el tono muscular en los pacientes con patologías neuromusculares (Valencic, 1990).

Se trasladó al campo del deporte con los trabajos realizados en la mencionada universidad (Laboratory of Biomedical Visualization and Muscle Biomechanics y el Laboratory for Computacional Electromagnetics de la Universidad de Ljubljana). Sus estudios se intensificaron cuando empezaron a colaborar con el equipo olímpico esloveno durante su preparación para los Juegos Olímpicos de Sydney 2000 y los Juegos Olímpicos de Invierno de Salt Lake City 2002.

La TMG es un método que se utiliza para evaluar el tono muscular (rigidez o stiffness) y el balance entre estructuras musculares, cadenas musculares (flexora-extensora) o extremidades (derecha e izquierda), a través del análisis de las características mecánicas y de la capacidad contráctil de los músculos superficiales mediante la medición del desplazamiento radial de las fibras transversales del vientre muscular, en función del tiempo en que se produce la contracción (Valencic y Knez, 1997; Dahmane *et al.* 2000; Valencic *et al.* 2000, Valencic *et al.* 2001). La TMG muestra una elevada reproductibilidad, pero precisa seguir fielmente un protocolo previamente fijado para cada evaluación (Knez *et al.* 2000; Valencic *et al.* 2002; Simunic *et al.* 2003 Valencic *et al.* 2007) en cuanto a la colocación y presión inicial del sensor de desplazamiento; duración del estímulo, así como la separación en tiempo entre cada uno;

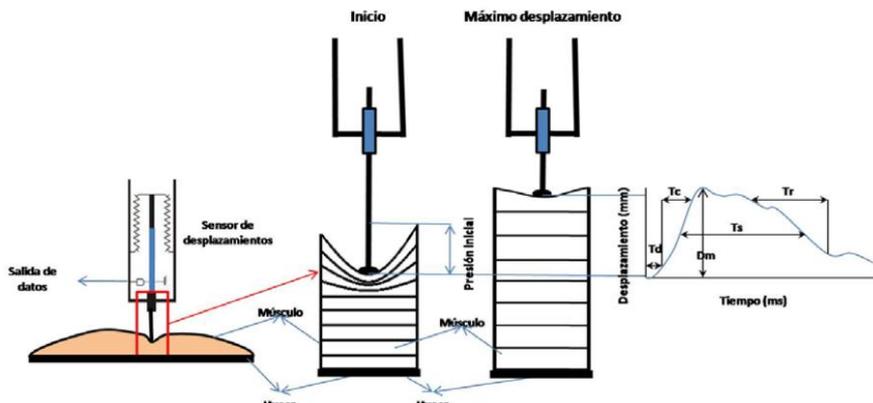
angulación adecuada para cada articulación e incrementos de los estímulos eléctricos.

La interpretación de los datos y la metodología a emplear en la evaluación, responden a los criterios de individualidad y especificidad del deporte. Respecto al primero, Krizaj *et al.* (2008) determinan que el grado de adaptación del sujeto al estímulo eléctrico determina los incrementos de los estímulos a emplear en el proceso de evaluación ya que variables como: Umbral de activación, conductancia, grosor de la piel, hidratación muscular, temperatura, etc., influyen, en cada sujeto, sobre la respuesta muscular. Estos se ven también afectados por la especificidad del deporte, donde cada sujeto tendrá una respuesta muscular diferente al estímulo eléctrico, según las características de sus fibras condicionadas por una práctica deportiva.

### **1.5.2.2. Medición de la fatiga muscular**

Los parámetros que aporta la TMG han sido correlacionados con diferentes mecanismos condicionales, morfológicos o neuromusculares. Así, Valencic y Knez (1997) y Simunic (2003) relacionan el torque con la deformación del vientre muscular ( $D_m$ ). Por su parte, Dahamane *et al.* (2000) encontraron una correlación positiva ( $r=0.93$ ) entre el porcentaje de fibras de contracción lenta (fibras tipo-I), determinadas mediante análisis histoquímico, y el tiempo de contracción muscular ( $T_c$ ). También se ha demostrado la relación lineal entre los valores de deformación transversal ( $D_m$ ) de las fibras y la onda M (Kersevan *et al.* 2002).

La TMG utiliza un sensor de presión colocado sobre el vientre del músculo seleccionado. Para provocar la contracción se aplica una corriente eléctrica bipolar, mediante electroestimulador, a través de dos electrodos situados en los extremos proximal y distal del músculo, evitando que su colocación afecte a los tendones de inserción de dichas estructuras (figura 1.13.)



**Figura 1.13.** Colocación del sensor de desplazamiento sobre el músculo y proceso de recogida de datos por efecto del estímulo eléctrico aplicado.

Atendiendo a la evolución de la gráfica (figura 1.13.) podemos obtener las variables que se utilizan en la evaluación de la fatiga muscular por esta técnica. Éstas dependen de la magnitud de los desplazamientos radiales de las fibras transversales musculares y del momento en que se producen (Valencic y Knez, 1997; Simunic, 2003). Las variables son las siguientes: Deformación o desplazamiento máximo radial del vientre muscular ( $D_m$ ), Tiempo de contracción ( $T_c$ ), Tiempo de reacción ( $T_d$ ), Tiempo que mantiene la contracción ( $T_s$ ) y Tiempo de relajación ( $T_r$ ).

A continuación se explican con mayor detalle:

- Deformación máxima (Dm): Desplazamiento radial del vientre muscular expresado en milímetros (mm). Evalúa el stiffness (rigidez) muscular, dependiente de las características morfofuncionales y la forma en que estas estructuras han sido entrenadas. Un valor más bajo en esta variable representa un elevado tono muscular y un exceso de rigidez del músculo. Valores mayores indican una falta de tono muscular o un elevado grado de fatiga (Valencic et al. 2001, Dahmane et al. 2001, Krizaj et al. 2008).
  
- Tiempo de reacción (Td): Tiempo que tarda el músculo evaluado en alcanzar el 10% del desplazamiento total tras el impulso eléctrico. Variable dependiente del tipo de fibra estimulado, grado fatiga y nivel de potencia-activación (Dahmane et al. 2005).
  
- Tiempo de contracción (Tc). Tiempo que transcurre desde que finaliza el Td (10% de Dm) hasta alcanzar el 90% de la deformación máxima
  
- Tiempo de relajación (Tr). Nos da información de niveles de fatiga. Valores altos indica estados más altos de fatiga respecto valores inferiores. Existe una correlación entre el desplazamiento del vientre muscular y los procesos de contracción muscular atendiendo a la dinámica de comportamiento del Calcio en músculo (Belic et al. 2000) y de la relación y actividad de la enzima kinasa de las cadenas ligeras de miosina (KCLM) y la fosfatasa de esas misma proteína, responsables ambas de los procesos de potenciación muscular y recuperación de la situación de partida. Tal mecanismo se ve comprometido en situaciones de fatiga muscular (Requena, 2005).

- El Tiempo de sustentación ( $T_s$ ), representa, en este caso, el tiempo teórico que se mantiene la contracción. En la TMG se calcula determinando el tiempo que transcurre desde que la deformación inicial alcanza el 50% de su valor máximo, hasta que los valores de deformación, durante la relajación, vuelven a valores de un 50% de la deformación máxima.

## 1.6. Medias de compresión gradual

### 1.6.1 Antecedentes históricos de la terapéutica de compresión gradual

Una de las primeras referencias históricas sobre técnicas de vendajes para el tratamiento de varices lo desarrolla Hipócrates en el *Corpus Hippocraticum* (450-350 a.C.), en el que aconseja “*tratar las varices mediante múltiples punciones vecinas y la posterior aplicación de un vendaje con la intención de conseguir la obliteración de la vena varicosa.*”

En la época de la Grecia arcaica – siglo VII y VIII a.c – se recogen gran cantidad de documentos, donde mencionan el tratamiento de enfermedades venosas, por medio de algún tipo de compresión.

Abulcasis (Abul Qasin) (939-1010) en su libro *Kitab al-Tarsif* -La prescripción- hace referencia al tratamiento de las varices mediante pequeños cortes y posterior vendaje compresivo.

Giovanni Michele Savanarola (siglo XV), autor de *Práctica*, es considerado el instaurador del tratamiento conservador de las varices mediante vendajes colocados de la porción distal a la proximal del miembro.

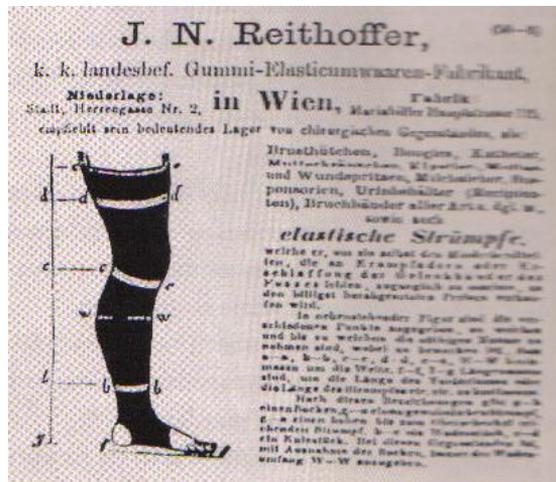
Abroise Pare (1510-1590) pasó a la historia por haber tratado con éxito al rey Enrique II en 1553 mediante un vendaje compresivo, estableciendo posteriormente las bases fisiopatológicas de los vendajes: “*El vendaje debe comenzar en el pie y terminar en la rodilla sin olvidar un pequeño*”

*almohadillado para cubrir la vena varicosa y ejercer también presión decreciente”.*

Richard Wiseman (1622-1676) describe en su obra *Several Chirurgical Treatise* el tratamiento de la trombosis venosa mediante vendajes desde el pie a la rodilla, aplicando el mismo método en el tratamiento de varices y úlceras .

En 1858, William Saville introduce la posibilidad de la fabricación de medias a medida; así mismo, J. K. Spender, en 1866, repara en el hecho de que la contención elástica es la respuesta para lograr las mismas condiciones que en situación yacente.

Ya en el siglo XX los alemanes Heinrich Fischer y Berthold Lasker, introducen de forma simultánea la contención elástica en el tratamiento de las flebitis de las extremidades.



**Figura 1.14.** Especificaciones de la longitud y compresión en la fabricación de las ortesis en el siglo XX (Marinel-lo, 2003).

La fabricación de las medias sin costura data del año 1904, debiéndose su desarrollo a Oskar Huppelsberg. Los estudios de Karl Sigg (1912-1986) y Van Der Molen, introducen el concepto de aplicar una compresión graduada.

A partir del año 1920, la elaboración de los hilos mucho más finos y el desarrollo de las técnicas de tejido circulares, son decisivos en el progreso rápido de la industria dedicada a la fabricación de las medias elásticas.

Finalmente, mencionar que, a pesar de la secular antigüedad de este método, son los Congresos de Flebología de Frankfurt en 1957 y de Tübingen en 1963 los que normalizan su utilización en patología venosa, fundamentalmente en los países centroeuropeos (Marinel-lo, 2003).

### 1.6.2 Medias elásticas de compresión gradual. Concepto y clasificación

Las medias elásticas se diseñaron originalmente para servir como capa de aislamiento térmico, mientras que el objetivo de las medias elásticas compresivas (MECG), en sus inicios, fue incrementar el flujo venoso sanguíneo para la prevención de la trombosis, en pacientes encamados recién operados (Berry *et al.* 1987)

La compresión se define como la presión ejercida por una ortesis elástica en situación de reposo o en actividad muscular. Las MECG se basan por tanto, en el principio físico por el cual, un material de soporte sometido a tensión ejerce sobre la superficie adyacente una presión proporcional a dicha tensión. Su uso en patologías venosas y linfáticas debe tener la capacidad para ejercer una presión equilibrada en los tejidos, suficiente para compensar y/ o anular las variables de la hemodinámica venosa alteradas, pero insuficiente para alterar la hemodinámica arterial. (Marinel-lo, 2003). Buhs (1999) calificó como actividades que alteran la hemodinámica venosa normal, aquellas acciones cotidianas, que requieren largos periodos en bipedestación estática o caminando sin descanso.

En la práctica clínica se pueden sistematizar tres tipos genéricos de terapéutica de compresión: vendajes, medias u ortesis y sistemas mecánicos o instrumentales (sistemas externos mediante una acción de tipo neumático o mecánico) (Marinel-lo, 2003).

La utilización de MECG podría ser una técnica adicional para mejorar la velocidad del flujo sanguíneo venoso profundo y el retorno venoso; las medias

basan su acción en ejercer una mayor presión en el tobillo, la cual va disminuyendo a medida que se asciende por la pierna en sentido proximal (Lawrence y Kakkar, 1980).

Se ha demostrado la efectividad de vestir MECG en la reducción de la dilatación de las venas y, por tanto, previniendo la hipertensión venosa y tratando el edema en las piernas, las varicosidades y la insuficiencia venosa crónica (Liu *et al.* 2008); sin embargo, la presión ejercida por las MECG puede ser modificada en función de la postura y el ejercicio desarrollado por la pierna. Estos cambios en la presión diferirán en función del lugar de la pierna donde ésta sea medida (Hirai, 1999).

Ibegbuna *et al.* (2003) afirma que el uso de MECG durante actividades cotidianas con pacientes con insuficiencia venosa crónica, son efectivas en la reducción del volumen residual sanguíneo en el gemelo. Su efecto está directamente relacionado con la cantidad de reflujo sanguíneo. Las MECG hasta la mitad del muslo (20-30 milímetros de mercurio “mm Hg”), ayudan a preservar el calibre de las venas y a prevenir la dilatación en los sistemas venosos profundos, superficiales y perforantes en las piernas de individuos sanos durante su actividad diaria, cuando ésta requiere estar de pie la mayor parte del tiempo (Buhs *et al.*, 1999), así como también incrementan la velocidad del flujo sanguíneo en la vena (Morris y Woodcock, 2004).

Liu (2008) sugiere que las medias que producen una presión ligera pueden ser más adecuadas para sujetos que tienen un trabajo diario que conlleva estar largo tiempo de pie quieto o sentado.

En pacientes con problemas mínimos también se comprobaron las mejoras que producen las MECG (hasta la rodilla o pernera completa, dependiendo de las preferencias de los pacientes; 24mm Hg de compresión a la altura del tobillo) puestas durante una semana (Pierson *et al.* 1983).

Parece que las MECG hasta la rodilla son igual de efectivas que las que llegan hasta el muslo en la reducción de la estasis venosa. Sin embargo, las medias hasta la rodilla presentan la ventaja de que son más cómodas para poner y vestir por el sujeto, existiendo además menos posibilidades de que se formen arrugas en la media, lo cual podría llevar a complicaciones isquémicas por excesiva compresión (Benkö *et al.*, 2001); por eso, es de vital importancia que las medias estén correctamente colocadas y que no se arruguen, o de lo contrario producirán una banda compresiva en el extremo proximal (Morris y Woodcock, 2004).

Los avances tecnológicos han puesto a disposición de los clientes MECG más asequibles, ligeras, agradables y con elastano elástico, que pueden ejercer una compresión gradual para las diferentes formas de las piernas. La compresión ejercida por estas medias es menor que aquella desarrollada por las medias quirúrgicas, cuya gama llegaba a 60mm Hg. Las medias de compresión gradual están diseñadas para producir una mayor presión a la altura del tobillo que aquellas diseñadas para prevenir la trombosis venosa (18 mm Hg y 8 mm Hg, respectivamente) (Pierson *et al.* 1983). No obstante, parece que la utilización de aquellas medias que ejercen una presión suave es suficiente para la mayoría de las aplicaciones clínicas (Liu *et al.* 2008).

Otro tipo de medias que existen en la actualidad, son de compresión uniforme, donde el grado de presión es mayor, al estilo de las tradicionales medicinales que llegan hasta 60mmHg. Mayrovitz (2003) vio, que cuando la presión aplicada sobre el gemelo, se realizaba de forma uniforme (igual) y con mayor grado (40mmHg) existían cambios significativos en la perfusión sanguínea.

Por otra parte, el grado óptimo de compresión importa. Se ha observado que el confort es inverso al grado compresión (Ali *et al.* 2010), y lo óptimo será una presión adaptada a las características morfológicas de la persona, en relación al perímetro de la pierna, peso y estatura.

### 1.6.3 Líneas de investigación más recientes en el deporte con el uso de MECG.

En el ámbito deportivo, la recuperación es definida como un periodo de tiempo posterior a un esfuerzo donde el atleta puede reproducir el mismo rendimiento previo (Vaile *et al.* 2008). Los entrenadores prestan especial atención a la recuperación porque es necesario para preservar la salud del atleta. Además, debemos considerar que la reiteración de esfuerzos intensos requiere una buena recuperación entre distintos acontecimientos importantes para optimizar el rendimiento deportivo.

Las medias compresivas, originalmente, se usaron para tratar trombosis profundas (Byrne, 2001) e insuficiencias venosas (Jonker *et al* 2001; van Greest AJ *et al.* 2003; Agu *et al.* 2004). Posteriormente, diversos autores se han centrado en el efecto de las prendas de compresión en el ámbito deportivo, valorando su efecto en resistencia, fuerza y potencia, control motor, así como diferentes parámetros fisiológicos, psicológicos y biomecánicos; tanto durante como post-esfuerzos. A pesar de las escasas investigaciones, se han conseguido récords mundiales con atletas que usaban medias compresivas en 20km (Lornah Kiplagat, 1:02:57, October 14, 2007, Udine, Italy).

Aunque la mayoría de los estudios no reflejan mejoras directas sobre esfuerzos de resistencia, se hallaron mejoras sobre otros mecanismos relacionados con el rendimiento (Jakson *et al.* 1980; Kraemer *et al.* 1998; Bernhardt *et al.* 2005; Maton *et al.* 2006; Ali *et al.* 2007; Duffield *et al.* 2007; Scanlan *et al.* 2008; Davies *et al.* 2009; Laymon *et al.* 2009; Ali *et al.* 2010; Ali *et al.* 2011; Sperlich *et al.* 2011; Stuart Rugg *et al.* 2013).

Varios son los trabajos que han hallado que las medias de compresión mejoran la potencia de salto, debido a un incremento de los mecanismos propioceptivos y una reducción de las oscilaciones musculares (Kraemer *et al.* 1998; Borrás *et al.* 2001; Doan *et al.* 2003; Bringard *et al.* 2006; Kraemer *et al.* 2010). Además, se ha hallado que durante la recuperación de un esfuerzo también se consiguen valores más altos en salto vertical (Jakeman *et al.* 2010). Sin embargo, Ali *et al.* (2010) sugiere que estas mejoras en el salto vertical pueden ser consecuencias directas del efecto del calentamiento y no por el efecto compresivo de estas prendas.

Otro factor importante que influye en el rendimiento es la disponibilidad del oxígeno en el músculo. La oxigenación del tejido muscular está directamente relacionada entre el balance del oxígeno suministrado y el oxígeno consumido (McArdle, 1990). Diversos estudios hallaron mejoras usando medias de compresión tanto en la saturación de oxígeno del gastrocnemio en reposo (Ménétrier *et al.* 2011), como en la perfusión venosa de la piel (Sigel *et al.* 1975; Mayirovitz *et al.* 2003) y en la perfusión arterial (Bochmann *et al.* 2005). Así como después de un esfuerzo de carrera (Bringard *et al.* 2006; Ménétrier *et al.* 2011).

Coza *et al.* (2012) sugiere que algunos estudios no excluyen la posibilidad de que otros mecanismos puedan incrementar el flujo venoso (por ejemplo un incremento en la perfusión del tejido). Además, algunos investigadores midieron la perfusión en un periodo relativamente largo, alrededor de 5 minutos post esfuerzo (Agu *et al.* 2004; Bochmann *et al.* 2005; Mayberry *et al.* 1991).

Sin embargo, otros estudios no encontraron incrementos significativos en el flujo venoso con el uso de medias compresivas (Mayberry *et al.* 1991; Sperlich *et al.* 2010).

Atendiendo a la economía de carrera, que como indicamos anteriormente es factor determinante del rendimiento en pruebas de resistencia cíclica (Brandon 1995, O'Toole y Douglas 1995, Jones y Carter 2000, Hausswirth y Lehénaff 2001), un grupos de corredores mostraban una mejor eficiencia energética con el uso de medias compresivas a una velocidad de  $12\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$  aunque no a  $14\text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  y  $16\text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  (Bringard *et al.* 2006). Debemos tener en cuenta que la economía de carrera se mide a intensidades específicas de carrera y no intensidades submáximas (Daniels *et al.* 1992). También se han encontrado mejoras en esta variable sobre esfuerzos en cicloergómetro (Moritani *et al.* 2002). No obstante, teniendo en cuenta que otros estudios posteriores estudiaron la economía de carrera, parece que la mayoría de ellos no hallaron cambios significativos en la economía (Kemmler *et al.* 2009; Ali *et al.* 2010; Rimaud *et al.* 2010; Sperlich *et al.* 2010; Varela *et al.* 2010; Goh *et al.* 2010; Lovell *et al.* 2011; Glanville *et al.* 2012).

Siguiendo en la misma línea de las posibles mejoras relacionadas con el  $\text{VO}_2$ , existen mejoras en el componente lento (Bringard *et al.* 2006) en un 36% con el uso de medias compresivas respecto a pantalones cortos; lo cual indica una menor fatiga al final de un esfuerzo de 15' al 80% del  $\text{VO}_2$ . Sin embargo, tampoco los estudios posteriores hallaron beneficios en esta variable (Goh *et al.* 2010; Ali *et al.* 2010; Rimaud *et al.* 2010; Varela *et al.* 2010; Sperlich *et al.* 2011; Lovell *et al.* 2011; Glanville *et al.* 2011).

No se hallaron cambios significativos sobre la frecuencia cardiaca (Bringard *et al.* 2006; Duffield *et al.* 2008; Kemmler *et al.* 2009; Ali *et al.* 2010; Goh *et al.* 2010; Rimaud *et al.* 2010; Sperlich *et al.* 2010; Lovell *et al.* 2011; Ali *et al.* 2011; Glanville *et al.* 2012; Ménétrier *et al.* 2011), salvo en dos estudios donde se registraron mejoras en la frecuencia cardiaca con un grupo de corredores a ritmos de media maratón (Varela *et al.* 2010) y tras esfuerzos en carrera al 85% VAM (Lovell *et al.* 2011). Estos estudios argumentan que podría ser efecto de un mayor retorno venoso, y como se observa tienen como característica común el estar trabajando a ritmos elevados (zona 2-3 del modelo de Skinner y Mc Lellan, 1980).

Muchos estudios han subrayado la relación entre la cinética del bLA y el rendimiento durante el ejercicio, argumentando que la capacidad de trabajo está limitada por concentraciones de bLA sanguíneo más altos (Klausen *et al.* 1972; Karlsson *et al.* 1975; Stamford *et al.* 1978; Bangsbo *et al.* 1996). Indican además que la recuperación activa, después de un esfuerzo, es la estrategia más eficaz para bajar los niveles de bLA y favorecer la recuperación y próximos esfuerzos. Las medias de compresión permiten mejoras en la aclaración bLA (Berry *et al.* 1987; Pilegaard *et al.* 1995; Chatard *et al.* 2004; Lovell *et al.* 2011), quizás por un aumento de la sangre circulante que permite una mayor eliminación de este metabolito. Sin embargo, existen controversias. Berry and McMurray (1987) observaron una concentración de bLA menor después de un esfuerzo en cicloergómetro cuando los sujetos llevaban medias compresivas durante y post esfuerzo. Sin embargo, cuando llevaban las medias durante y se las quitaban en la recuperación la concentración de bLA era mayor respecto al no uso de medias, de lo que podemos concluir que quizás es importante su uso no solo durante un esfuerzo, sino también en la recuperación.

Existen diversos estudios donde no se hallaron cambios en la concentración de bLA en esfuerzos en carrera (Ali *et al.* 2007; Duffield *et al.* 2008; Kemmler *et al.* 2009; Ali *et al.* 2010; Sperlich *et al.* 2010; Glanville *et al.* 2012). Parte de las discrepancias en estos estudios podría ser explicado por la gran variedad de metodologías, procedimientos, calidad y características de las prendas.

Por otro lado, el uso de medias compresivas muestran valores inferiores de creatin kinasa (CK) en sangre al finalizar distintos esfuerzos en carrera (Kraemer *et al.* 2001; Gill *et al.* 2006; Duffield *et al.* 2007; Davies *et al.* 2009; Kraemer *et al.* 2010), de lo que se argumenta que la destrucción muscular es menor usando prendas compresivas.

Atendiendo a variables perceptivas, existen datos relacionados con un menor dolor muscular (Kraemer *et al.* 2001; Ali *et al.* 2007; Duffield *et al.* 2007; Davies *et al.* 2009; Jakeman *et al.* 2010; Kramer *et al.* 2010; Stuart Rugg *et al.* 2013), mayor confort (Hagan *et al.* 2008; Ali *et al.* 2010; Kraemer *et al.* 2000; Ali *et al.* 2011; Kraemer *et al.* 2010) y menor percepción subjetiva del esfuerzo (Goh *et al.* 2010, Stuard Rugg *et al.* "en prensa"). Así parece que un grado de compresión bajo respecto a alto supone una mayor comodidad, confort y menor tirantez (Ali *et al.* 2010). ). Además, no se ha estudiado todavía si es mejor una compresión gradual o uniforme, habiendo en el mercado medias de ambos tipos.

Apenas un estudio muestra mejoras significativas sobre el tiempo de esfuerzo en carrera con medias compresivas, trabajo total y localización de umbrales lácticos (Kemmler *et al.* 2009). También se hallaron mejoras, aunque no significativas, en esfuerzos de carrera continuos (Chatard *et al.* 2008; Goh *et al.*

2010; Ali *et al.* 2011; Varela *et al.* 2011) e intermitente (Higgins *et al.* 2009, Sear *et al.* 2010). Sobre otros deportes de resistencia existe un estudio donde se hallaron mejoras significativas en el tiempo de trabajo total sobre cicloergómetro (Glanville *et al.* 2012).

En la actualidad no existen estudios que valoren el efecto de las medias de compresión sobre esfuerzos en carrera por técnicas electromiográficas (EMG), ni que analicen la recuperación de un esfuerzo con/sin medias compresivas por medio de Tensiomiografía (TMG).

Estudios con EMG sobre fatiga muscular encontramos que la mayoría se han realizado mediante un ejercicio isométrico. Esto se debe a la dificultad que existía en el pasado para realizarlo de forma dinámica, así como poder realizar un análisis matemático completo. Estos tratamientos y técnicas se han ido depurando y en la última década se han realizado ciertos estudios dinámicos (Drost *et al.* 2006). Un estudio halló que el uso de medias compresivas mejoraba la fuerza muscular del cuádriceps femoral por medio de técnicas EMG (Fu *et al.* 2011), aunque no encontramos ninguno realizado con esfuerzos en carrera o en salto.

La TMG, es un método de evaluación reciente, que originalmente se usó para observar la atrofia que se produce en amputados de la musculatura situada por encima de la articulación de la rodilla (Burger *et al.* 1996). También se ha utilizado en el seguimiento de pacientes con problemas neuromusculares (Grabljevec *et al.* 2004). Así han empezado a evaluar los procesos de adaptación de las propiedades contráctiles musculares, en sujetos sometidos a un programa de entrenamiento (Djordjevik *et al.* 2000; Kersevan *et al.* 2002); y

se han controlado los efectos de un determinado de trabajo sobre la musculatura entrenada (Praprotnik *et al.* 2000). Sin embargo, por nuestro conocimiento, y hasta la fecha de esta revisión, no nos consta ningún estudio de TMG sobre el uso de prendas compresivas sobre la fatiga muscular.

Las tablas 1.1. a 1.6 sintetizan los principales estudios donde se han valorado el uso de medias compresivas aplicados al rendimiento deportivo.

Tabla 1.1. Resumen de estudios del uso de las medias compresivas aplicadas al rendimiento deportivo

REFERENCIA	N	OBJETIVOS Y VARIABLES ANALIZADAS	PROTOCOLO	PRINCIPALES HALLAZGOS
Mayrovitz <i>et al 2003</i>	12	<b>OBJETIVO</b> Comparar los efectos de distintos grados de compresión sobre la pierna en la perfusión sanguínea.	<u>Experimento 1.</u> 2 x 2 Test incremental: 20m, Vinicial 2,22 m·s <sup>-1</sup> , incrementos 0,14 m·s <sup>-1</sup> en 1' con/sin compresión <u>Experimento 2</u> 2x 10 km R'3 días con/sin compresión	Reducción de la perfusión sanguínea a mayor presión externa y cuando se inicia desde el pie.
		<b>VARIABLES ANALIZADAS</b> - Perfusión sanguínea		
Agu <i>et al 2004</i>	10	<b>OBJETIVO</b> Ver el efecto de la aplicación de sistemas de compresión gradual en la pantorrilla en la función venosa y oxigenación del músculo en pacientes con CVI	20' posición supina y 5' andando a 1'6 km·h <sup>-1</sup> sin/con medias compresivas	Mejoras en la oxigenación con medias compresivas
		<b>VARIABLES ANALIZADAS</b> - Hb y HbO <sub>2</sub>		
Bringard <i>et al 2006</i>	6	<b>OBJETIVO</b> Medir el coste energético y variables sensitivas en distintos esfuerzos en carrera usando medias compresivas, mallas clásicas elásticas y pantalón corto	- 3 x Test incremental de VO <sub>2</sub> max (Leger y Boucher, 1980) con distintos tipos de prendas compresivas  - 3 x 15' al 80% de su VO <sub>2</sub> max con distintos tipos de prenda.	Parte 1. Coste energético menor a 12km/h con medias compresivas Parte 2. Componente lento menor con medias
		<b>VARIABLES ANALIZADAS</b> -VO <sub>2</sub> y VO <sub>2</sub> max -FC -RPE -Variables sensitivas relacionadas con la comodidad y sudoración		

CVI: Adultos con insuficiencia venosa, FC: Frecuencia cardiaca, Hb: Hemoglobina, HbO<sub>2</sub>: Oxihemoglobina, h post: horas post esfuerzo, km: kilómetros, km·h<sup>-1</sup>: kilómetros hora, m: metros, mmHg: Milímetros de mercurio, N: Muestra, Vinicial: Velocidad inicial, VO<sub>2</sub>: Consumo de oxígeno, VO<sub>2</sub>max: Consumo de oxígeno máximo, RPE: Escala de percepción subjetiva del esfuerzo, R': recuperación.

## 1.-INTRODUCCIÓN

Tabla 1.2. Resumen de estudios del uso de las medias compresivas aplicadas al rendimiento deportivo

REFERENCIA	N	OBJETIVOS Y VARIABLES ANALIZADAS	PROTOCOLO	PRINCIPALES HALLAZGOS
Ali <i>et al 2007</i>	14	<b>OBJETIVO</b> Ver el efecto del uso de calcetines compresivos sobre variables fisiológicas y perceptivas en esfuerzos continuos e intermitentes en carrera.	<u>Experimento 1.</u> 2 x 2 Test incremental: 20m, Viniicial 2,22 m·s <sup>-1</sup> , incrementos 0,14 m·s <sup>-1</sup> en 1' con/sin compresión <u>Experimento 2</u> 2x 10 km R'3 días con/sin compresión	- Menor dolor (24h post) con medias. - Menor FC en los 10km con medias "no significativo"
		<b>VARIABLES ANALIZADAS</b> - Tiempo de trabajo - FC - Variables sensitivas (RPE, confort, dolor).		
Duffield <i>et al 2008</i>	14	<b>OBJETIVO</b> Determinar si el uso de medias compresivas favorece el rendimiento en esfuerzos intermitente de carrera y ayuda en la recuperación.	Circuito intermitente de sprint de 20m (80')	Menor dolor muscular y mayor t <sup>e</sup> _piel con medias "no significativo".
		<b>VARIABLES ANALIZADAS</b> FC - t <sup>e</sup> _piel - bLA y CK - Dolor muscular		
Kemmler <i>et al 2009</i>	21	<b>OBJETIVO</b> Valorar el efecto de los calcetines compresivos en el rendimiento en carrera	2 x Test VO <sub>2</sub> max escalonado, Viniicial 9 a 11 km·h <sup>-1</sup> com incrementos de 1 km·h <sup>-1</sup> cada 5' com/sin medias	Tiempo trabajo y localización umbrales lácticos mayores con medias "no significativo"
		<b>VARIABLES ANALIZADAS</b> -VE, VCO <sub>2</sub> , VO <sub>2</sub> max -bLA / FC -Tiempo hasta extenuación (min)		

bLA: Lactato en sangre, CK: Creatin kinasa, FC: Frecuencia cardiaca, km: kilómetros , km·h<sup>-1</sup>: kilómetros hora, RPE: Escala de percepción subjetiva del esfuerzo, VCO<sub>2</sub>: Consumo del dióxido de carbono, VE: Ventilación, VO<sub>2</sub>max: Consumo de oxígeno máximo, Viniicial: Velocidad inicial,. R': recuperación, m·s<sup>-1</sup>: metros por segundo

Tabla 1.3. Resumen de estudios del uso de las medias compresivas aplicadas al rendimiento deportivo

REFERENCIA	N	OBJETIVOS Y VARIABLES ANALIZADAS	PROTOCOLO	PRINCIPALES HALLAZGOS
Ali <i>et al 2010</i>	10	<b>OBJETIVO</b> Ver el efecto de llevar calcetines con distintos grados de compresión sobre variables fisiológicas y perceptivas en el rendimiento de carrera.	3 x 40' 80% VAM, tomas de bLA cada 5'	Mayor comodidad con medias con un grado de compresión bajo "no significativo"
		<b>VARIABLES ANALIZADAS</b> - Vo2, FC, bLA, CK y mioglobina - CMJ - Variables sensitivas (RPE, dolor y confort)		
Goh <i>et al 2010</i>	10	<b>OBJETIVO</b> Demostrar que el uso de mallas de compresión gradual en ambientes frio (10°C) y calurosos (32°C) afecta negativamente al rendimiento.	4 x Test VO <sub>2</sub> max (2 con medias/2 sin) a 10°C y 32°C	Mayor comodidad con medias con un grado de compresión bajo "no significativo"
		<b>VARIABLES ANALIZADAS</b> -T <sup>º</sup> piel y rectal - VO <sub>2</sub> max. FC - RPE - Peso perdido		
Sperlich <i>et al 2010</i>	15	<b>OBJETIVO</b> Demostrar que el uso de medias de compresión no mejora el rendimiento durante esfuerzos en carrera	4 x 15' 70% VAM r'2' + Tlim VAM sin/con medias con distintos grados de compresión	
		<b>VARIABLES ANALIZADAS</b> - VO <sub>2</sub> max, bLA -StO <sub>2</sub> y Presión parcial de oxígeno - PH, Tlim - RPE		

**bLA:** Lactato en sangre, **CK:** Creatin kinasa, **CMJ:** Salto con contramovimiento, **FC:** Frecuencia cardiaca, **PH:** Potencial de hidrogeniones, **RPE:** Escala de percepción subjetiva del esfuerzo, **StO<sub>2</sub>:** Saturación de oxígeno, **Tlim:** Tiempo límite, **t<sup>º</sup> piel:** Temperatura de la piel, **VAM:** Velocidad aeróbica máxima, **VO<sub>2</sub>max:** Consumo de oxígeno máximo, **°C:** Grados centígrados

## 1.-INTRODUCCIÓN

Tabla 1.4. Resumen de estudios del uso de las medias compresivas aplicadas al rendimiento deportivo

REFERENCIA	N	OBJETIVOS Y VARIABLES ANALIZADAS	PROTOCOLO	PRINCIPALES HALLAZGOS
Coza <i>et al</i> 2011	15	<b>OBJETIVO</b> Ver los efectos sobre la StO <sub>2</sub> y cambios hemodinámicos con compresión elástica en gastroneumio	Batería de ejercicios de calentamiento con/sin medias compresivas	- StO <sub>2</sub> mayor con medias
		<b>VARIABLES ANALIZADAS</b> - StO <sub>2</sub> -Cambios hemodinámicos		
Fu <i>et al</i> 2011	12	<b>OBJETIVO</b> Ver el efecto del uso de medias con distintos grados de compresión en la fuerza muscular del cuádriceps femoral	3 x (2 x 5" MCV en cuádriceps + 25 x contracción isocinética a 6º y 300º-sg-1) R'3 días	-Mejoras en la amplitud eléctrica con un grado de compresión bajo y fuerte respecto al control.  -Beneficios en la frecuencia eléctrica con compresión fuerte respecto al control a 60º-sg <sup>-1</sup> "No significativas".  - Tendencia en Pmax, pico rotación, Wtotal con un grado de compresión bajo respecto a fuerte; y estas sobre el grupo control durante la contracción isocinética "no significativo".
		<b>VARIABLES ANALIZADAS</b> <u>Fatiga muscular:</u> Amplitud y frecuencia eléctrica (EMG)  <u>Potencia muscular:</u> MCV, Pmax, pico rotación, Wtotal		

**EMG:** Electromiografía, **MCV:** Máxima contracción voluntaria, **Pmax:** Potencia máxima, **StO<sub>2</sub>:** Saturación de oxígeno, **R':** recuperación, **Wtotal:** Trabajo total, **º-sg<sup>-1</sup>:** Grados por segundos

Tabla 1.5. Resumen de estudios del uso de las medias compresivas aplicadas al rendimiento deportivo

REFERENCIA	N	OBJETIVOS Y VARIABLES ANALIZADAS	PROTOCOLO	PRINCIPALES HALLAZGOS
Lovell <i>et al</i> 2011	25	<b>OBJETIVO</b> Determinar si el uso de prendas de compresión gradual mejora los mecanismos de recuperación después de esfuerzos altos en carrera	3x30' estadios de 5' a 6 km·h <sup>-1</sup> - 10 km·h <sup>-1</sup> -85% VAM - 6 km·h <sup>-1</sup> - 85% VAM- 6 km·h <sup>-1</sup> ) r'30" R' 7 días	FC y La menor con mallas compresivas a 6km/h (después de carga al 85% VAM) / bLA menor a 10km/h con mallas.
		<b>VARIABLES ANALIZADAS</b> - FC - VO <sub>2</sub> -Cinética del movimiento - Tlim y RPE - VO <sub>2</sub> max Y StO <sub>2</sub> - FC - RPE		
Ménétrier <i>et al</i> 2011	14	<b>OBJETIVO</b> Valorar rendimiento en carrera y StO <sub>2</sub> con/sin medias con compresión gradual	2 x 30' 60% VAM + Tlim VAM r'15' R'30'	StO <sub>2</sub> sin fatiga y a los 10', 20' y 30' después del Tlim a favor medias
		<b>VARIABLES ANALIZADAS</b> - VO <sub>2</sub> max Y StO <sub>2</sub> - FC - RPE		
Varela <i>et al</i> 2011	16	<b>OBJETIVO</b> Ver el efecto de las medias de compresión gradual sobre la economía en carrera, rendimiento y cinemática en corredores.	-4x6' ritmo Media Maratón con/sin medias + -Tlim 105% VAM (mitad con medias, mitad sin)	- % FCmax menor a favor medias en Tlim. - Más duración en Tlim y menor RPE con medias. "No significativo"
		<b>VARIABLES ANALIZADAS</b> - FC - VO <sub>2</sub> -Cinética del movimiento - Tlim y RPE		

**bLA:** Lactato en sangre, **FC:** Frecuencia cardiaca, **km:** kilómetros, **km·h<sup>-1</sup>:** kilómetros hora, **PH:** Potencial de hidrogeniones, **VAM:** Velocidad aeróbica máxima, **VCO<sub>2</sub>:** Consumo del dióxido de carbono, **VE:** Ventilación, **VO<sub>2</sub>:** Consumo de oxígeno, **VO<sub>2</sub>max:** Consumo de oxígeno máximo, **RPE:** Escala de percepción subjetiva del esfuerzo, **R':** recuperación, **StO<sub>2</sub>:** Saturación del oxígeno, **Tlim:** Tiempo límite, **h:** horas.

## 1.-INTRODUCCIÓN

**Tabla 1.6. Resumen de estudios del uso de las medias compresivas aplicadas al rendimiento deportivo**

REFERENCIA	N	OBJETIVOS Y VARIABLES ANALIZADAS	PROTOCOLO	PRINCIPALES HALLAZGOS
Glanville et al 2012	14	<b>OBJETIVO</b> Ver el efecto de las mallas compresivas gradual durante la recuperación de un esfuerzo en cicloergómetro	2 x ( 2 x 40km r'24h) R'7 días	Mayor trabajo cuando los sujetos llevaron mallas compresivas durante la recuperación entre test
		<b>VARIABLES ANALIZADAS</b> - Potencia salto (CMJ) - RPE - Nivel de confort - Wativos (promedio cada 10km) - VO <sub>2</sub> - FC - bLA - RPE		
Stuart Rugg et al 2013	14	<b>OBJETIVO</b> Determinar si el uso de mallas compresivas graduales respecto al uso de calcetines 'tradicionales' mejora la potencia de salto vertical tras un esfuerzo en carrera.	15' carrera con estadios de 5' (50%-70%-85% de su FCreserva)	Mejoras potencia salto, RPE y nivel confort con mallas compresivas.
		<b>VARIABLES ANALIZADAS</b> - Potencia salto (CMJ) - RPE - Nivel de confort		

**bLA:** Lactato en sangre, **CMJ:** Salto con contramovimiento, **FC:** Frecuencia cardiaca, **km:** kilómetros, **VO<sub>2</sub>:** Consumo de oxígeno, **RPE:** Escala de percepción subjetiva del esfuerzo, **R':** recuperación **h:** horas.

## **OBJETIVOS**



## 2. OBJETIVOS

Con el propósito de definir el fundamento de esta investigación se establecieron cuatro objetivos generales de investigación, en relación con la finalidad principal del estudio. Estos objetivos, a su vez, fueron secuenciados en objetivos de carácter más específico para poder profundizar más en ellos.

Por otro lado, se formularon una serie de hipótesis de trabajo en relación a estos objetivos. Los objetivos y las hipótesis se describen a continuación.

### 2.2.1 Objetivo 1. Medir la fatiga muscular usando MEGG en distintos grupos musculares durante esfuerzos de carrera y saltos

Objetivos específicos e hipótesis relacionadas:

- Medir la fatiga muscular por técnicas de sEMG durante esfuerzos de carrera.
- Medir la fatiga muscular a través de TMG en esfuerzos pliométricos máximos.

**Hipótesis 1:** Esfuerzos en carrera a intensidades superiores a su segundo umbral láctico “LTP” provocan fatiga muscular en la musculatura perteneciente al muslo y gemelo.

**Hipótesis 2:** Un entrenamiento pliométrico máximo provoca fatiga muscular en la musculatura del muslo y gemelo durante las horas posteriores a este esfuerzo.

Para poner en proceso la hipótesis 1, se realizó el estudio I y para confirmar la hipótesis 2, usé el estudio II.

### **2.2.2 Objetivo 2. Comparar la fatiga muscular entre la musculatura de la pierna con la del muslo con y sin el uso de MECG.**

Objetivos específicos e hipótesis relacionadas:

- Comparar la fatiga muscular entre la musculatura de la pierna y del muslo para establecer diferencias de activación muscular con y sin uso de MECG en esfuerzos de carrera.

**Hipótesis 3:** Las MECG reducen la fatiga muscular en las piernas (Gastronemio y Sóleo) en esfuerzos de carrera influyendo positivamente en el rendimiento deportivo

Para poner en proceso la hipótesis 3, se realizó el estudio I.

### **2.2.3 Objetivo 3. Determinar si existen mejoras directas con el uso de MECG en esfuerzos de carrera.**

Objetivos específicos e hipótesis relacionadas:

- Medir variables metabólicas y cardiovasculares en esfuerzos de carrera usando MECG.

**Hipótesis 4:** La aplicación de una presión externa al sistema venoso mediante MECG debería incrementar el retorno venoso.

Para poner en proceso la hipótesis 4, se realizó el estudio I.

**2.2.4 Objetivo 4. Evaluar la fatiga muscular en los procesos de recuperación con/sin medias compresivas.**

Objetivos específicos e hipótesis relacionadas:

- Evaluar la fatiga muscular durante los periodos de recuperación a medio y largo plazo de un entrenamiento pliométrico máximo con/sin medias compresivas.

**Hipótesis 5:** Las MECG y de compresión uniforme favorecen los procesos de recuperación en periodos posteriores a un esfuerzo.

Para poner en proceso la hipótesis 5, se realizó el estudio II.



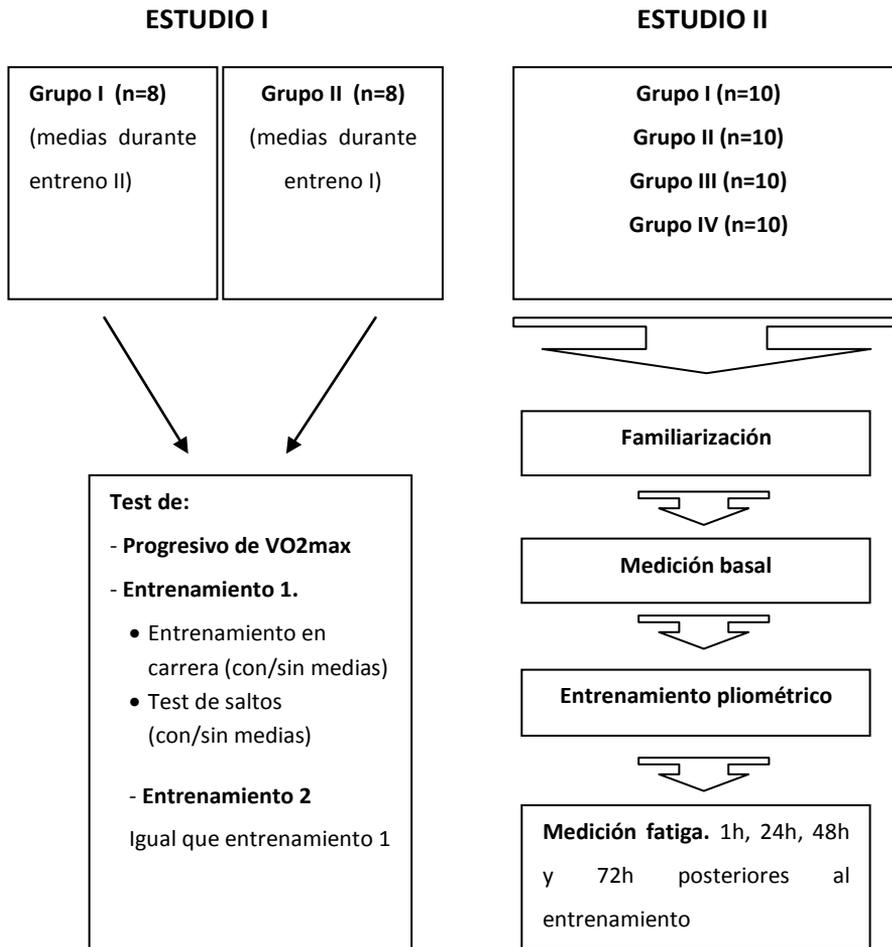
# **MATERIAL Y MÉTODO**



### 3. MATERIAL Y MÉTODO

A la vista de lo expuesto en la introducción, no están claros los beneficios del uso de las medias compresivas sobre esfuerzos en carrera. Esto nos indica que son necesarias más investigaciones sobre las posibles vías de mejoras ya estudiadas y sobre otros posibles beneficios, no estudiados aún, como es la fatiga muscular por medio de técnicas de sEMG. Esto será analizado en el estudio I. Así mismo, es posible que si evaluamos la fatiga muscular a medio-largo plazo después de un esfuerzo máximo, sí encontremos mejoras notables relacionadas con una recuperación más eficiente, que permita mejorar el rendimiento deportivo. Ese aspecto será evaluado en el estudio II.

Las características generales de los diseños en los que posteriormente profundizaremos se muestran en la figura 3.1



**Figura 3.1.** Esquema de diseño de la investigación.

### 3.1 Estudio I

#### 3.1.1. Muestra

Completaron el estudio 16 atletas, corredores de mediofondo de alto nivel regional, de los cuales 14 fueron varones y 2 mujeres. Varios de estos sujetos habían participado en pruebas de Campeonato de España de campo a través o clubes en pista, y logrado medallas en campeonatos de veteranos.

Los criterios de inclusión utilizados para formar parte de este estudio fueron: Atletas con experiencia en entrenamiento de alta intensidad, nivel de rendimiento medio-alto en pruebas de mediofondo, nivel de forma física presente alto. Para ello debían manifestar haber entrenado y competido durante la presente temporada de forma sistemática. Se tuvieron en cuenta sus participaciones en campeonatos regionales o nacionales, así como su nivel de marcas personales, para considerar el nivel de rendimiento.

Los criterios de exclusión para formar parte del estudio fueron: Sujetos con alguna molestia fuerte o patología, alergia con aleaciones utilizadas en la fabricación de electrodos, colocación inadecuada de electrodos, movimientos de electrodos durante la prueba o por movimiento de las medias, condiciones medioambientales distintas.

Se permitió el uso de imágenes y vídeos de los sujetos con fines pedagógicos.  
(Documento anexo)

La tabla 3.1 muestra las características físicas de los sujetos y las tablas 3.2 y 3.3, las características de rendimiento por grupos y género.

---

---

**Tabla 3.1. Características físicas de los sujetos**

---

Variables	<i>Grupo I (n=8) Grupo II (n=8)</i>	
	<b>M ± DT</b>	<b>M ± DT</b>
Edad	33,6 ± 6,9	33,7 ± 7,5
Peso	66,2 ± 5	60,3 ± 6,7
Estatura	175 ± 5,4	171 ± 6,6
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	21,6 ± 1,5	20,5 ± 1,1

**IMC:** Índice de masa corporal **Kg/m<sup>2</sup>**: kilogramo/estatura en metros<sup>2</sup>

---

### 3.2 Características de rendimiento por grupo

Variables	Grupo I (n=8)		Grupo II (n=8)	
	M	± DT	M	± DT
VO <sub>2</sub> (ml·kg·min <sup>-1</sup> )	61,7	± 6,4	60	± 4,2
FCmax (ppm)	193,7	± 13	185,9	± 7
VAM laboratorio (km/h)	19,9	± 2	19,6	± 0,9
Años experiencia	12,9	± 7,8	10,2	± 5,5
Marca 1500ml (min:sg)	4:25	± 0:23	4:19	± 0:13

**VO<sub>2</sub>max:** Consumo de oxígeno máximo, **ml·kg·min<sup>-1</sup>:** mililitros/kilogramos/minutos

**VAM (km/h):** Velocidad aeróbica máxima (kilómetros/hora), **Min: sg** Minutos: segundos, **1500 ml:** 1500 Metros lisos **FCmax (ppm):** Frecuencia cardiaca máxima (pulsaciones por minuto)

### 3.3 Características de rendimiento por género

Variables	Hombres		Mujeres	
	M	± DT	M	± DT
VO <sub>2</sub> (ml·kg·min <sup>-1</sup> )	64,6	± 5,4	54	± 2,7
FCmax (ppm)	191	± 10,8	183	± 7,1
VAM laboratorio (km/h)	20,1	± 1,1	17,2	± 1,1
Años experiencia	12,3	± 6,7	6,5	± 4,9

**VO<sub>2</sub>max:** Consumo de oxígeno máximo, **ml·kg·min<sup>-1</sup>** mililitros/kilogramos/minutos

**VAM (km/h).** Velocidad aeróbica máxima (kilómetros/hora)

**FCmax(ppm):** Frecuencia cardiaca máxima (pulsaciones por minuto)

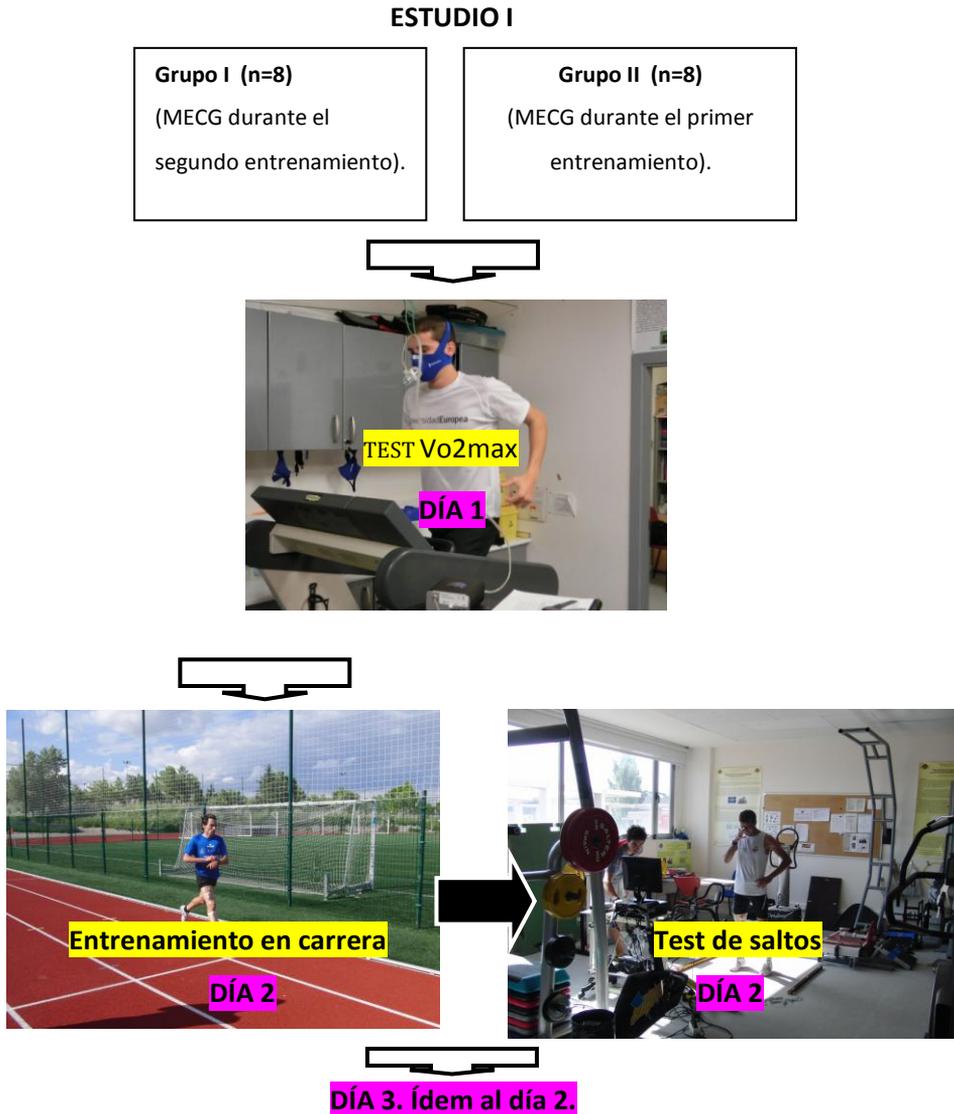
#### 3.1.2. Diseño experimental

El estudio se realizó en la Universidad Europea de Madrid (Campus de Villaviciosa de Odón) durante los meses de Junio y Julio de 2011. Para estandarizar las condiciones ambientales y facilitar el rendimiento óptimo, todos los test se realizaron al inicio y final del día (8:00 a 11:00 am y 8:30 a 10:30 pm). Los esfuerzos en carrera se realizaron en la pista de atletismo y los de salto en el laboratorio de entrenamiento.

#### Mediciones

El protocolo de evaluación consistía en una serie de esfuerzos en carrera y saltos descritos a continuación. Previamente se anotaban datos sobre peso, estatura, años de experiencia, mejor marca personal en 1500 ml. La muestra se dividió en dos grupos, asignándoles según su experiencia en el uso de MECG. Las pruebas se realizaron durante tres días no consecutivos.

La figura 3.2 sintetiza el procedimiento realizado durante la investigación con los distintos tipos de esfuerzo.



**Figura 3.2.** Esquema de diseño de la investigación.

#### **- Test de Vo2max (Día 1)-**

El primer día la muestra realizó un test progresivo máximo en tapiz rodante (*Technogym*, Codognè, ITA), dentro del laboratorio de entrenamiento. El fin fue, conocer el Vo2max y establecer las distintas zonas metabólicas siguiendo los criterios de Lucia *et al.* (2000). El protocolo se inició a 10 km/h, con incrementos de 0,3 km/h cada 30 segundos hasta alcanzar el Vo2max.

Se utilizó un equipo ergoespirométrico portátil como el de las siguientes evaluaciones de campo (Medical Graphics Corporation, VO2000, St Paul MN, USA). La temperatura y humedad fueron constantes en todas las pruebas (20-22°C y 55-60%).

#### **-Entrenamiento I. Esfuerzos en carrera y saltos (Día 2)-**

El segundo día, 4-5 días después de realizar el test de Vo2max, los sujetos volvían a ser evaluados en la Universidad Europea de Madrid. La figura 3.3. sintetiza el orden de las pruebas realizadas este día.



**Figura 3.3.** Ubicación de los electrodos (siguiendo procedimiento SENIAM)

#### - Colocación de electrodos -

Tras configurar el sEMG (BTS PocketEMG, Garbagnate M.se, Italy) se marcó los puntos de ubicación de los electrodos (figura 3.4.) siguiendo las directrices establecidas por el SENIAM en Vasto Lateral (VL), Vasto Medial (VAM), Recto Femoral (RF), Bíceps Femoral (BF), Soleo (SOL) y Gastronemio (GAM) y se pasó a realizar un vendaje no compresivo por encima de los sensores para evitar su caída (figura 3.4.)

La variedad en las metodologías utilizadas dificulta el uso generalizado de la técnica por tanto la normalización es un proceso esencial a realizar (sensores, procesamiento de señales y modelización).



**Figura 3.4.** Colocación de los electrodos y vendaje no compresivo sobre estos.

---

### - Calentamiento -

Posteriormente los atletas realizaron 10 minutos de carrera continua un 5% por debajo de su Umbral Aeróbico sobre tapiz rodante, y un grupo de ejercicios de estiramientos dinámicos (figura 3.5.).



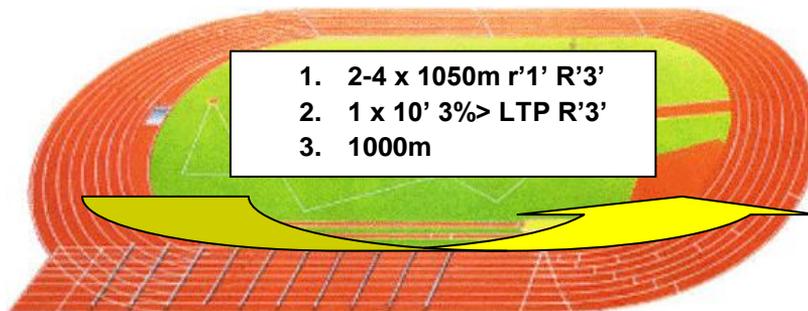
<UAE: Inferior al Umbral Aeróbico **Reps c/u:** Repeticiones en cada ejercicio

**Figura 3.5.** Calentamiento dinámico

- Test en carrera -

1. Se hicieron entre 2 y 4 series de 3 vueltas a la pista (1050m totales), recuperando 1 minuto entre series hasta alcanzar su segundo umbral láctico "LTP".
2. Los sujetos corrieron durante 10 minutos (10') un 3% más rápido que su umbral LTP.
3. Por último realizaron 1000m a máxima velocidad

El orden de las pruebas se ve ilustrado en la figura 3.6.



LTP: Segundo umbral láctico, r' : Recuperación entre serie, R': Recuperación entre test

**Figura 3.6.** Protocolo test de carrera.

---

Las **variables** analizadas fueron:

**FC monitorizada** (latidos/min) usando un monitor cardiaco (RS 800sd, Polar, Kempele, Finland).

- **VO<sub>2</sub> (L/min)** por medio de un Ergoespirómetro portátil. Los corredores sostenían una mochila con un peso total inferior de 500g. En el último test de 1000m no se tomaron datos sobre la ventilación (figura 3.7.)

- **Señal electromiográfica** (amplitud eléctrica) por medio de un dispositivo PDA (HP iPAQ hx4700 Pocket PC, Garbagnate M.se, Italy) que el sujeto llevaba fijado en la cintura (<300g), la cual transmitía la señal por medio de WIFI al receptor principal. (figura 3.7.)

- **Concentración de bLa** en sangre obtenido en el lóbulo de la oreja expresado en Mmol/L (Lactate Pro Arkray INIC, Amstelveen, NED) (figura 3.8.)

- **Percepción subjetiva del esfuerzo (RPE)** por medio de la escala de Borg -0 a 10- (figura 3.8.)

- **Tiempo (min: sg) y amplitud de zancada (cm)** en el esfuerzo de 1000m (figura 3.8.), medido con un cronómetro de mano, lo cual nos permite sacar el índice de estabilidad entre la amplitud del paso y la velocidad 'SLS', relacionado con valores de fuerza-resistencia (Esteve *et al.* 2008).



**Figura 3.7.** Registro VO<sub>2</sub>, FC y de la amplitud eléctrica por medio de la EMG



**Figura 3.8.** Toma de bLA y RPE entre distintos esfuerzos en carrera. Test de 1000m

---

En la figura 3.9. podemos ver las variables registradas en cada uno de los test de carrera.

- 
- |  |   |      |
|--|---|------|
| <ul style="list-style-type: none"> <li>• Economía de carrera (ml/kg/km)</li> <li>• bLA (Mmol/ L)</li> <li>• Promedio FC (ppm)</li> <li>• RPE final</li> <li>• Amplitud de la señal eléctrica (<math>\mu\text{V}</math>)</li> </ul>   | } | LTP  |
| <ul style="list-style-type: none"> <li>• Economía de Carrera (ml/kg/km)</li> <li>• bLA (Mmol/ L)</li> <li>• Promedio FC (ppm)</li> <li>• RPE final</li> <li>• Amplitud de la señal eléctrica (<math>\mu\text{V}</math>)</li> </ul>   | } | >LTP |
| <ul style="list-style-type: none"> <li>• bLA(Mmol/ L)</li> <li>• FC máxima (ppm)</li> <li>• RPE final</li> <li>• Amplitud de zancada (cm)</li> <li>• Tiempo (sg) en recorrer 50m<br/>y en dar 6 apoyos con el mismo pie.</li> <li>• Tiempo en recorrer 1km</li> <li>• Amplitud de la señal eléctrica (<math>\mu\text{V}</math>)</li> </ul> | } | 1 KM |

**ml/kg/km:** mililitros/kilogramos/kilómetros, **bLA (Mmol/L):** Lactato (milimoles/litros),  **$\mu\text{V}$ .** Microvoltios, **FC (ppm).** Frecuencia cardiaca (pulsaciones por minuto), **RPE.** Escala subjetiva de percepción del esfuerzo

**Figura 3.9.** Variables analizadas en los distintos esfuerzos en carrera

---

- Test de saltos -

- El primer test consistió en realizar 2 saltos con contra movimiento (CMJ) buscando la máxima altura posible con una pausa de 30" entre saltos sobre una plataforma de contactos (Optojump, Opto next, Bolzano, Italy).
- En el segundo realizaron 15 segundos (15") de rebotes máximos con rodillas extendidas buscando la máxima altura posible en cada salto (RJ) (figura 3.10.)

Las **variables analizadas** fueron:

- Potencia máxima (CM) (RJ)
- Promedio de potencia (RJ)
- Tiempo de contacto en segundos (RJ)
- % Caída altura (RJ)



**Figura 3.10.** Test de 15 segundos de rebotes: RJ

---

### **-Entrenamiento II. Esfuerzos en carrera y saltos (Día 3)-**

Se establecieron un máximo de 7 días entre el segundo y tercer día de evaluaciones, donde no podían meter un entrenamiento intenso los 3 días previos.

Se realizaron los mismos esfuerzos en carrera y salto que durante el segundo día salvo que los sujetos que usaron medias la vez anterior ahora no usaban y viceversa.

#### **3.1.3. Análisis estadístico**

El paquete de datos obtenidos se procesó con el programa SPSS Statistics 19. Para el estudio I, se aplicaron Pruebas T para muestras relacionadas, tanto para comprobar que no hubiera diferencias al parear los sujetos como para observar las diferencias en las variables de rendimiento deportivo. Todos los datos se expresaron como media (M) y desviación estándar (DT). El nivel de significación estadística establecido fue de  $P < 0,05$ .

En aquellos casos donde no se hallase resultados significativos en la amplitud eléctrica muscular, se calculó el tamaño del efecto (Estadístico d de Cohen). Cohen (1988) define el tamaño del efecto (TE) como: Pequeño ( $d=0,2$ ), Mediano ( $d=0,5$ ), Grande ( $d=0,8$ ).

## 3.2 Estudio II

### 3.2.1. Muestra

Este estudio se realizó con alumnos de 3er curso del Grado en Ciencias de la Actividad Física y Deporte de la Universidad Europea de Madrid. Finalizaron el estudio 40 sujetos, de los cuales 36 fueron varones y 4 mujeres. Los criterios de inclusión fueron: Ser sujetos activos realizando al menos 3 veces por semana actividad física y participar previamente en la familiarización. Los criterios de exclusión fueron: Faltar a algunas de las valoraciones, no esforzarse al máximo durante el entrenamiento o test, elevada sensibilidad a los impulsos eléctricos.

Todos los sujetos realizaron 3 sesiones de familiarización con los protocolos de evaluación durante la semana previa al estudio.

Se permitió el uso de imágenes y vídeos de los sujetos con fines pedagógicos (documento anexo).

La tabla 3.4 muestra las características físicas de los sujetos de forma global e individual

**Tabla 3.4. Características físicas de los sujetos**

	<i>Global</i>	<i>Grupo I (n=10)</i>	<i>Grupo II (n=10)</i>	<i>Grupo III (n=10)</i>	<i>Grupo IV (n=10)</i>
<b>Variables</b>	<b>M ± DT</b>	<b>M ± DT</b>	<b>M ± DT</b>	<b>M ± DT</b>	<b>M ± DT</b>
Edad	21,4 ± 0,4	21,1 ± 0,8	21,4 ± 1	21,1 ± 1,1	22 ± 0,9
Peso	74 ± 10,4	79,2 ± 11,8	72,5 ± 9,4	73,2 ± 1,8	71,4 ± 10,9
Estatura	175,7 ± 6,7	177,9 ± 6	176,6 ± 7,4	175,2 ± 6,2	173 ± 6,1
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	23,9 ± 2,5	25 ± 6	23,2 ± 1,9	23,8 ± 1,7	23,7 ± 2,3

**IMC:** Índice de masa corporal **Kg/m<sup>2</sup>**: kilogramo/estatura en metros<sup>2</sup>

#### 3.2.2. Diseño experimental

Todas las valoraciones se realizaron en el laboratorio de entrenamiento de la Universidad Europea de Madrid, los meses de Enero y entre Abril y Mayo del 2012. Cada uno de los sujetos acudió 4 días consecutivos para realizar dicho estudio.

#### Mediciones

El protocolo de evaluación consistió en un entrenamiento pliométrico, evaluando previamente y durante las horas posteriores variables relacionadas con la fatiga muscular, potencia de salto y fuerza máxima isométrica en gemelos (FMI). A continuación se detalla este proceso.

Inicialmente se tomaron datos sobre el peso corporal y la estatura, así como la actividad física que practicaban con regularidad.

La muestra se dividió en cuatro grupos según el tipo de actividad física que practicaban: deportes donde predominen acciones pliométricas (voleibol, baloncesto), deportes de equipo y contacto (fútbol) y deportes individuales (atletismo, ciclismo, gimnasia).

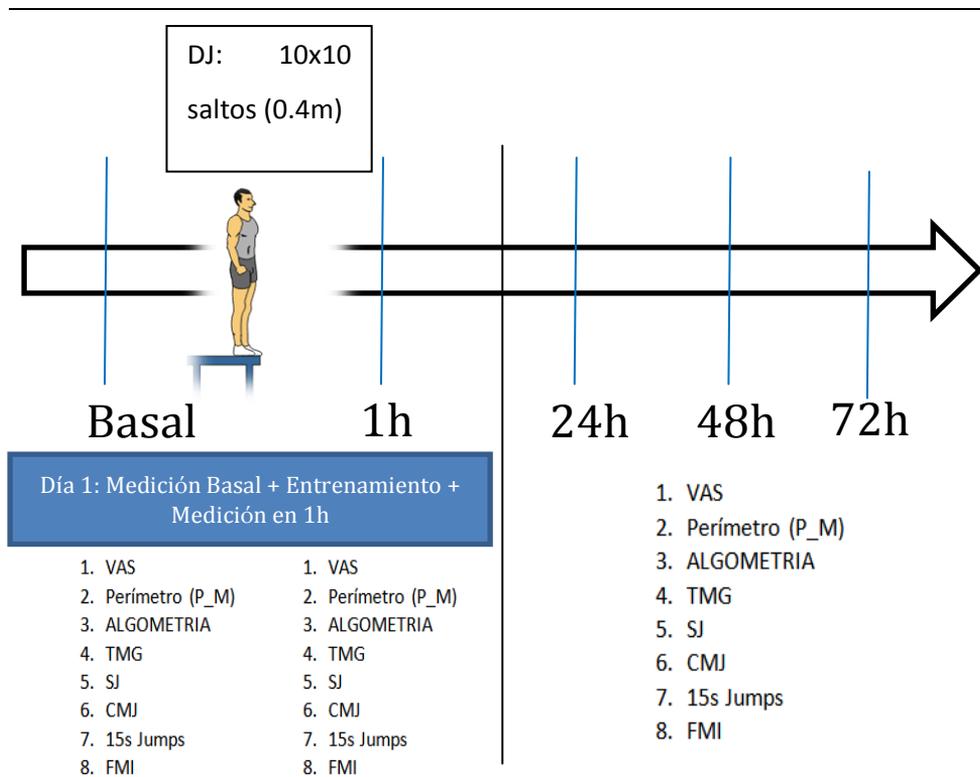
Las pruebas se realizaron durante 4 días consecutivos y se evaluaron las siguientes variables:

- **Fatiga subjetiva.** Escala analógica visual (VAS) y algómetro digital (ALG)
- **Perímetro máximo** en pierna y muslo (P\_M)
- **Valoración de la fatiga muscular** por medio de la TMG
- **Test de salto:** Salto sin contramovimiento (SJ), CMJ y Saltos con rebotes (15sg Jumps)

- Test de FMI de gemelos.

Inicialmente se realizó el entrenamiento pliométrico, evaluando previamente y en 1h, 24h, 48h y 72h posteriores a los saltos las variables descritas anteriormente.

En la figura 3.11. se sintetiza el protocolo de evaluación durante los 4 días consecutivos.



**DJ:** Salto con caída desde cajón de 0.4 metros, **VAS** Escala analógica visual **Perímetro (P\_M)** Perímetro máximo gemelo y muslo, **TMG** Tensiomiografía, **SJ** Scuat Jump, **CMJ** Salto con contramovimiento, **15s Jumps** Saltos con rebotes durante 15 segundos, **FMI** Fuerza máxima isométrica

**Figura 3.11.** Protocolo de evaluación de la fatiga muscular

#### - Día 1. Medición basal -

##### - **Fatiga subjetiva** -

Los sujetos marcaban por medio de la VAS la sensación de dolor en gemelos (G), vasto lateral (VL) y de forma global. A continuación con el algómetro (Commander Algometer, JTECH Medical, Midvale, Utah, USA) se realizó una presión progresiva en G y VL hasta que el sujeto sentía una ligera molestia (figura 3.12.)

- **Perímetro máximo** de la pierna y muslo con una cinta antropométrica (Lufkin W606PM, Lufkin, EEUU) con el fin de controlar la inflamación posterior al entrenamiento.

- **Fatiga muscular** por medio de la **TMG** (BMC Tensiomyography, Ljubljana, Slovenia) en gemelo externo (GE), gemelo interno (GI) y VL (figura 3.13.).

Valencic et al. (2001) define el protocolo de la TMG en los siguientes pasos:

1. Pegar los electrodos en el vientre muscular donde vamos a evaluar la fatiga muscular.
2. Colocar el sensor de forma perpendicular al vientre muscular ejerciendo una presión aproximada de  $1.5 \times 10^{-2}$  N/mm<sup>2</sup> sobre un área de 113 m<sup>2</sup> (Dahmane et al., 2001).
3. Recuperación de 10 segundos al menos entre cada estímulo para evitar fatiga dentro del mismo grupo muscular.



Figura 3.12. Escala VAS y algómetro digital

Marcación vientre muscular



Ubicación electrodos



Impulso eléctrico



Colocación del sensor

Figura 3.13. Protocolo de evaluación de la fatiga muscular por la TMG

#### - Test de rendimiento-

Inicialmente los sujetos calentaron 10 minutos (10') a su 70-75% de su frecuencia cardiaca máxima (FCmax). La FCmax teórica se estimó a partir de la edad con la fórmula de  $207-(0,7*\text{edad})$  (Gellish *et al.* 2007). A continuación realizaron una serie de estiramientos dinámicos iguales al estudio 1 (Figura 3.5.)

#### **1. Potencia de salto**

- El primer test consistió en realizar dos saltos máximos desde 90º, con una pausa entre ambos de 30 segundos (SJ) sobre una plataformas de contacto (Optojump, Opto next, Bolzano, Italy). Posteriormente realizaron 2 saltos CMJ con una pausa entre ambos de 30 segundos. Finalmente realizaron un test de rebotes máximos durante 15 segundos (RJ)

#### **2. FMI en gemelos**

Los sujetos sentados con rodillas en 90º realizaban un esfuerzo máximo isométrico en gemelos durante 15 segundos donde anotábamos el valor más alto de fuerza en kilogramos durante dicho esfuerzo por medio de una galga extensiométrica (Globus Ergometer , Globus, Codogne, Itàlia). (figura 3.14.)

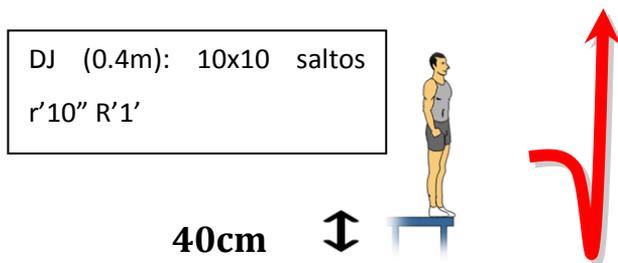


**Figura 3.14.** Test de FMI con una galga extensiométrica.

---

### Día 1. Entrenamiento pliométrico

Los sujetos realizaron un entrenamiento pliométrico que consistió en realizar 10 series de 10 saltos máximos cayendo de una altura de 0,4m (DJ), con una recuperación entre saltos de 10 segundos y de 1 minuto entre serie (figura 3.15.). La muestra se dividió en 4 grupos distintos. Grupo control (G I), los cuales no usaron medias. Grupo II llevaron medias de compresión gradual durante el entrenamiento y medias de recuperación durante 1h posterior al esfuerzo. Grupo III usaba medias compresivas solo durante los saltos y Grupo IV usó medias de recuperación durante 1h después al entrenamiento



**DJ (0.4m):** Salto cayendo desde cajón de 40 centímetros de altura, r' :  
Recuperación entre salto,

**Figura 3.15. Entrenamiento pliométrico**

**Día 1. Medición de la fatiga muscular y test de rendimiento**

Una hora después del entrenamiento pliométrico los sujetos volvieron a ser evaluados sin que nadie usara ya medias compresivas. Realizando por tanto las mismas pruebas que durante la medición basal.

**1. Valoración de la fatiga muscular.**

- VAL
- Algómetro
- Perímetro máximo (Muslo y pierna)
- TMG sobre VL, GE y GI

**2. Test de rendimiento** (previamente calentaron 10 minutos corriendo en el tapiz rodante a su 70-75% de su FCmax)

- SJ
- CMJ
- RJ
- FMI en gemelos

**Día 2º, 3º y 4º. Medición de la fatiga muscular y test de rendimiento**

Durante los 3 días posteriores, con una recuperación entre valoraciones de 24h los sujetos volvieron al laboratorio de entrenamiento para realizar los mismos test de valoración de la fatiga muscular (VAL, Algómetro, Perímetro, TMG) y del rendimiento deportivo (SJ, CMJ, RJ, FMI).

#### 3.2.3. Análisis estadístico

Para el estudio II, se aplicaron pruebas de ANOVA de Medidas Repetidas con la variable “grupo” como variable de agrupación, y la variable “tiempo” en 5 niveles (BASAL, 1h POST, 24h POST, 48h POST y 72h POST), observándose también el efecto de la interacción.

En el caso de hallarse diferencias significativas en la interacción ( $P < 0,05$ ), se realizaron pruebas de ANOVA de un factor con Post-Hoc de Bonferroni para comparar las diferencias entre los tratamientos aplicados.

Todos los datos se expresaron como media (M) y desviación estándar (DT). El nivel de significación estadística establecido fue de  $P < 0,05$ . Se calculó también la ETA al cuadrado parcial.

# **RESULTADOS**

---



## 4. RESULTADOS

### 4.1 Estudio I

- **Homogeneidad de Grupos.** No se hallaron diferencias significativas entre grupos en las variables descriptivas de edad, peso, estatura (tabla 4.1.).

**Tabla 4.1. Características físicas de los sujetos**

Variables	Grupo I (n=8)		Grupo II (n=8)		Sig.p <0.05
	M	± DT	M	± DT	
Edad	33,6	± 6,9	33,7	± 7,5	,643
Peso	66,2	± 5	60,3	± 6,7	,647
Estatura	175	± 5,4	171	± 6,6	,081
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	21,6	± 1,5	20,5	± 1,1	,182

**IMC:** Índice de masa corporal **kg/m<sup>2</sup>**: kilogramo/estatura en metros<sup>2</sup>

- **Test de condición cardiorrespiratoria.** No se observaron diferencias significativas en el  $VO_2$  max, FCmax, VAM laboratorio (km/h) (tabla 4.2.).

**Tabla 4.2. Características de rendimiento por grupo**

Variables	Grupo I (n=8)		Grupo II (n=8)		Sig. P<0.05
	M	± DT	M	± DT	
$VO_2$ (ml·kg·min <sup>-1</sup> )	61,7	± 6,4	60	± 4,2	,402
FCmax (ppm)	193,7	± 13	185,9	± 7	,146
VAM laboratorio (km/h)	19,9	± 2	19,6	± 0,9	,686
Años experiencia	12,9	± 7,8	10,2	± 5,5	,133
Marca 1500ml (min:sg)	4:25	± 0:23	4:19	± 0:13	,876

**VO<sub>2</sub>max:** Consumo de oxígeno máximo, **ml·kg·min<sup>-1</sup>:** mililitros/kilogramos/minutos

**VAM (km/h):** Velocidad aeróbica máxima (kilómetros/hora), **Min: sg** Minutos:

segundos, **1500 ml:** 1500 Metros lisos **FCmax (ppm):** Frecuencia cardiaca máxima (pulsaciones por minuto)

- **Test de fatiga muscular:** Agrupamos los resultados en “Esfuerzos en Carrera” y “Esfuerzos de Saltos”. Ciertos datos de algunos sujetos no se incluyeron por producirse problemas de registro o captura en alguna de las condiciones, invalidando por tanto su comparativa con los datos correctos.

## ESFUERZOS EN CARRERA

No se hallaron diferencias significativas en el esfuerzo LTP en ni ninguna de las variables analizadas:  $VO_2$ , Economía de Carrera, bLA' RPE como observamos en la tabla 4.3, mostrando valores muy similares en ambas condiciones (con/sin MECG).

**Tabla 4.3. Resultados del esfuerzo LTP en función de llevar medias de compresión (CM) o no llevarlas (SM).**

Variables	CM	SM	<i>p</i>	<i>d</i>	<i>t</i>
	M ± DT	M ± DT			
FC (ppm)	169,4 ± 9,2	168,5 ± 8,9	,466	0,1	,749
bLA (Mmol·L <sup>-1</sup> )	4,7 ± 1,3	4,3 ± 1,1	,176	0,3	1,419
RPE	5,8 ± 1,2	5,7 ± 1,0	,497	0,1	,696
$VO_2$ (ml·kg·min <sup>-1</sup> )	50,3 ± 5,3	51 ± 5,4	,331	0,1	-,992
Economía (ml·kg·km <sup>-1</sup> )	184,7 ± 18,6	187,7 ± 16,7	,308	0,3	-1,64

**FC (ppm):** Frecuencia cardiaca (pulsaciones por minuto), **bLA (Mmol·L<sup>-1</sup>):** Lactato (milimoles/litros)  
**RPE:** Escala subjetiva de percepción del esfuerzo,  **$VO_2$  (ml·kg·min<sup>-1</sup>):** Consumo de oxígeno máximo en (mililitros/kilogramos/minutos), **N:** Muestra, **M:** Media, **DT:** Desviación típica, ***p*:** Nivel significación, ***d*:** Tamaño del efecto, ***t*:** T Student

Durante la prueba >LTP tampoco se hallaron resultados significativos en ninguna de las variables: VO<sub>2</sub>, Economía de Carrera, Componente lento, bLA, RPE reflejados en la tabla 4.4. Aunque apreciamos una similitud entre las variables cardiovasculares y metabólicas, con/sin MECG; existe una tendencia en una menor RPE a favor del uso de MECG.

**Tabla 4.4. Resultados del esfuerzo >LTP en función de llevar medias de compresión (CM) o no llevarlas (SM).**

Variables	CM	SM	<i>p</i>	<i>d</i>	<i>t</i>
	M ± DT	M ± DT			
FC (ppm)	182,6 ± 10,1	182,6 ± 10,0	1,000	0	,000
bLA (Mmol·L <sup>-1</sup> )	8,3 ± 2,1	7,9 ± 2,4	,476	0,2	,733
RPE	8,5 ± 1,0	9,0 ± 0,6	,301	0,5	-1,075
VO <sub>2</sub> (ml·kg·min <sup>-1</sup> )	49,7 ± 4,9	50,1 ± 5,2	,305	0,1	-1,087
Economía (ml·kg·km <sup>-1</sup> )	183,1 ± 16,0	184,5 ± 17,1	,287	0,1	-1,132
Componente lento	0,01 ± 0,1	-0,01 ± 0,1	,950	0,2	,064

**FC (ppm):** Frecuencia cardiaca (pulsaciones por minuto), **bLA (Mmol·L<sup>-1</sup>):** Lactato (milimoles/litros), **RPE:** Escala subjetiva de percepción del esfuerzo, **VO<sub>2</sub> (ml·kg·min<sup>-1</sup>):** Consumo de oxígeno máximo (mililitros/kilogramos/minutos), **N:** Muestra, **M:** Media, **DT:** Desviación típica, **p:** Nivel significación, **d:** Tamaño del efecto, **t:** T Student

En el esfuerzo de 1km máximo, no se hallaron resultados significativos en las variables: bLA, RPE, V (km/h), aEMG, Amplitud de zancada (cm) y SLS que aparece en la tabla 4.5. Sí vemos, por otro lado, una tendencia favorable en el índice SLS, reflejando que el uso de MECG en este esfuerzo, muestra un valor más alto de fuerza-específica.

**Tabla 4.5. Resultados del esfuerzo de 1KM en función de llevar medias de compresión (CM) o no llevarlas (SM).**

Variables	CM	SM	p	d	t
	M ± DT	M ± DT			
FC (ppm)	190,4 ± 8,6	189,7 ± 10,1	,501	0,1	,691
bLA (Mmol·L <sup>-1</sup> )	11,2 ± 2,8	11,1 ± 2,3	,805	0	,674
RPE	9,8 ± 0,4	9,1 ± 1,7	,103	0,7	1,757
V (km/h)	19,2 ± 1,7	19,1 ± 1,7	,847	0,1	,197
% VAM	97,2 ± 3	97 ± 3,6	,823	0,1	,229
Amplitud (cm)	171 ± 17,9	167,4 ± 18,4	,088	0,2	1,916
SLS	-0,7 ± 0,5	-1,3 ± 0,9	,157	0,3	,606

**FC (ppm):** Frecuencia cardíaca (pulsaciones por minuto), **bLA (Mmol·L<sup>-1</sup>):** Lactato (milimoles/litros), **RPE:** Escala subjetiva de esfuerzo, **V (km/h):** Velocidad en kilómetros/hora, **SLS:** Índice de fuerza específica **% VAM:** Porcentaje de su Velocidad aeróbica máxima. **N:** Muestra, **M:** Media, **DT:** Desviación típica, **p:** Nivel significación, **d:** Tamaño del efecto, **t:** T Student

Por último, se muestra el TE (Estadísticos D de Cohen) para ver la magnitud del efecto en la amplitud eléctrica en los esfuerzos >LTP y 1KM por grupos musculares. Cohen (1988) define el tamaño del efecto (TE) como: Pequeño ( $d=0,2$ ), Mediano ( $d=0,5$ ), Grande ( $d=0,8$ ).

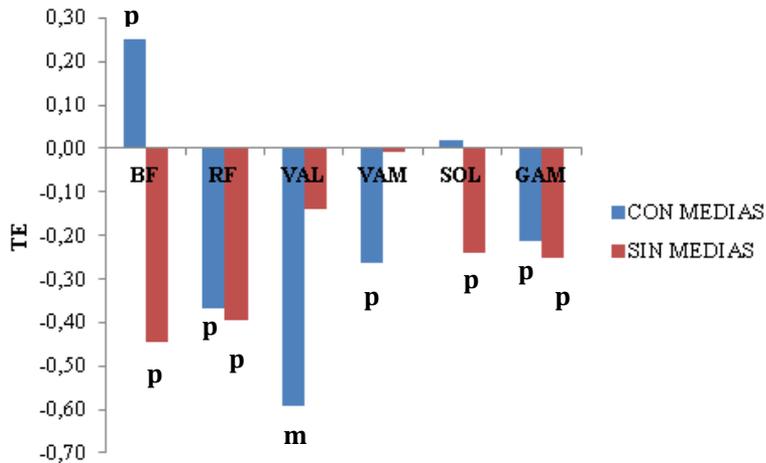
En la tabla 4.6. y en la figura 4.1. vemos el TE de cada músculo (BF, RF, VAL, VAM, SOL, GAM) durante el esfuerzo de 10' >LTP. La fatiga muscular se muestra en valores negativos. A menor valor del TE, la fatiga es mayor. Por el contrario, valores positivos representan una mayor activación muscular al final del esfuerzo.

**Tabla 4.6. Resultados D de Cohen de la aEMG en >LTP por grupos musculares**

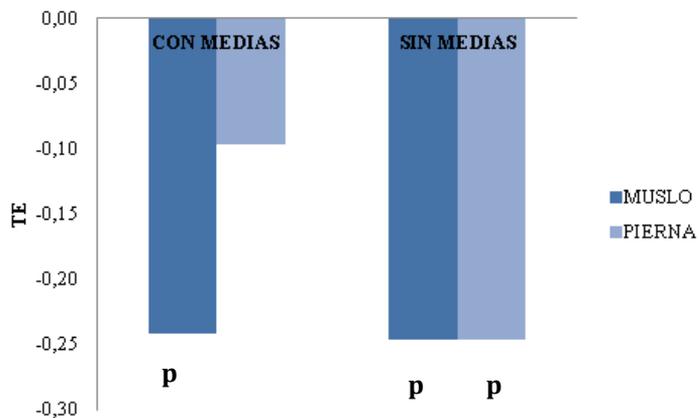
Músculo	CM	SM
	<i>d</i>	<i>d</i>
BF	0,25	-0,4
RF	-0,37	-0,39
VAL	-0,59	-0,14
VAM	0,26	-0,01
SOL	0,02	-0,24
GAM	-0,21	-0,25

**aEMG:** Amplitud eléctrica recogida por la Electromiografía **d:** Tamaño del efecto,  
**BF:** Bíceps femoral, **RF:** Recto femoral, **VAL:** Vasto lateral, **VAM:** Vasto medial, **SOL:** Sóleo,

Si comparamos la musculatura de la pierna respecto al muslo en la figura 4.1., vemos que la fatiga de la pierna respecto al muslo en el test >LTP es menor usando MEGG (TE=p). Apreciamos también una fatiga superior en el VAL, mostrando un TE mediano usando medias.



BF: Bíceps femoral, RF: Recto femoral, VAL: Vasto lateral, VAM: Vasto medial, SOL: Sóleo, GAM: Gastronemio



TE=Tamaño de efecto, p = TE pequeño, m= TE medio, g = TE grande

**Figura 4.1.** Tamaño del efecto de la fatiga muscular en el esfuerzo 10' >LTP

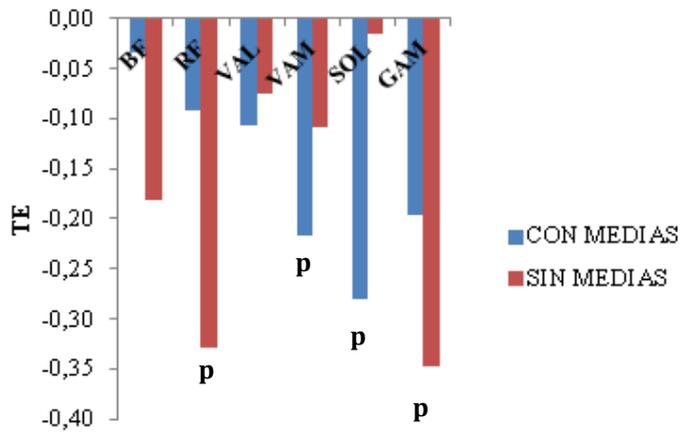
En las tabla 4.7. y en la figura 4.2. podemos ver el TE de la amplitud eléctrica de cada músculo (BF, RF, VAL, VAM, SOL, GAM) y por consiguiente fatiga muscular, en el test de 1km máximo con y sin usar MECG .

**Tabla 4.7. Resultados D de Cohen de la aEMG en 1kM por grupos musculares**

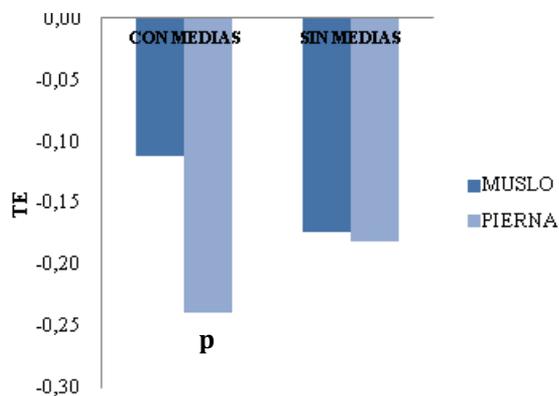
Músculo	CM	SM
	<i>d</i>	<i>d</i>
BF	-0,03	-0,18
RF	-0,09	-0,33
VAL	-0,11	-0,98
VAM	-0,22	-0,11
SOL	-0,28	-0,01
GAM	-0,20	-0,35

**aEMG:** Amplitud eléctrica recogida por la Electromiografía, **BF:** Bíceps femoral, **RF:** Recto femoral, **VAL:** Vasto lateral, **VAM:** Vasto medial, **SOL:** Sóleo, **GAM:** Gastronemio, **d:** Tamaño del efecto.

Analizando la figura 4.2. vemos que la fatiga muscular, es mayor en la musculatura de la pierna respecto al muslo, cuando usan MEGC aunque con un tamaño del efecto pequeño.



**BF:** Bíceps femoral, **RF:** Recto femoral, **VAL:** Vasto lateral, **VAM:** Vasto medial, **SOL:** Sóleo, **GAM:** Gastronemio



TE=Tamaño de efecto, **p** = TE pequeño, **m**= TE medio **g** = TE grande

**Figura 4.2.** Tamaño del efecto de la fatiga muscular en el esfuerzo 1km.

## ESFUERZO DE SALTOS

No se hallaron diferencias significativas en los esfuerzos de salto (CMJ y RJ) en ninguna de las variables analizadas: Potencia de salto (CMJ), promedio potencia de salto (RJ), % pérdida potencia (RJ), tiempo de contacto (RJ) como se refleja en la tabla 4.8., apreciándose una similitud en estas variables con/sin MECG.

**Tabla 4.8. Resultados del los saltos e índice fuerza específica en esfuerzo de 1km en función de llevar medias (CM) o no llevarlas (SM).**

Variables	CM	SM	<i>p</i>
	M ± DT	M ± DT	
Pot. salto_CMJ (cm)	36,1 ± 3,8	36,2 ± 5,1	,978
Prome. Pot. salto_RJ (cm)	25,6 ± 3,3	25,3 ± 3,1	,515
% caída pot_RJ	13,6 ± 5,5	13,8 ± 7	,931
T contacto_RJ (sg)	0,2 ± 0,5	0,2 ± 0,5	,953

**Pot. Salto:** Potencia de salto, **CMJ:** Salto con contramovimiento, **cm:** centímetros, **Prome:** Promedio, **RJ:** Test de saltos con rebotes, **sg:** segundos. **p:** nivel de significación.

## 4.2. Estudio II

**Homogeneidad de Grupos.** No se hallaron diferencias significativas entre grupos en las variables peso, estatura, edad e IMC. (tabla 4.9.).

**Tabla 4.9. Características físicas de los sujetos**

Variables	<i>Grupo I (n=10) Grupo II (n=10) Grupo III (n=10) Grupo IV (n=10)</i>				Sig.p <0.05
	M ± DT	M ± DT	M ± DT	M ± DT	
Edad	21,1 ± 0,8	21,4 ± 1	21,1 ± 1,1	22 ± 0,9	,809
Peso	79,2 ± 11,8	72,5 ± 9,4	73,2 ± 1,8	71,4 ± 10,9	,103
Estatura	177,9 ± 6	176,6 ± 7,4	175,2 ± 6,2	173 ± 6,1	,365
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	25 ± 6	23,2 ± 1,9	23,8 ± 1,7	23,7 ± 2,3	,877

**IMC:** Índice de masa corporal **Kg/m<sup>2</sup>**: kilogramo/estatura en metros<sup>2</sup>

Agrupamos los resultados en “Esfuerzos de Saltos”, “Test de FMI en gemelo”, “Variables sensitivas” y “Fatiga muscular”.

## ESFUERZO DE SALTOS

Tabla 4.10. Resultados de los test de Salto

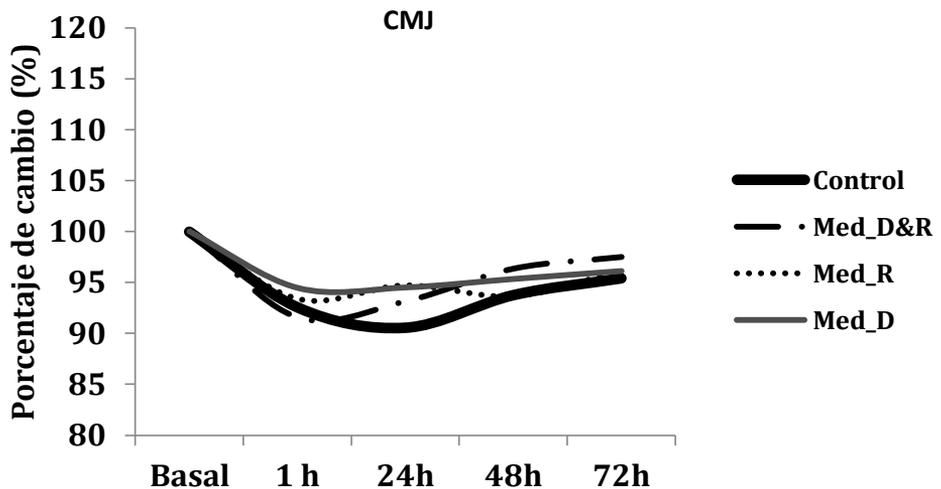
VARIABLES	GRUPO	BASAL	D_1h	D_24h	D_48h	D_72h	F (p)	F (p)
		M ± DT	M ± DT	M ± DT	M ± DT	M ± DT	TIEMPO	GRUPO x tiempo
SJ	Control	33,1± 4,5	32,8±4,8	33,1±5,6	34,0±6,6	33,8±5,6	3,057 (.019)*	,879(.570)
	M_DyR	31,4 ±3,7	28,2±9,5	32,3±3,1	34,5±3,4	34,2±3,9		
	M_R	30,1±10,3	33,3±4,3	34,2±5,1	34,2±5,0	35,0±5,5		
	M_D	31,6 ±5,3	32,7±6,9	32,6± 6,3	32,5±6,5	34,0±6,9		
CMJ	Control	38,2± 4,1	35,3±4,3	34,6±4,5	35,8±4,5	36,4±4,1	,804 (.524)	,952 (.498)
	M_DyR	39,2±2,7	35,9±3,2	36,5±2,7	37,7±3,6	38,2±4,5		
	M_R	40,5±4,8	37,9±5,1	38,4±4,5	38,0 ±5,4	39 ±5,2		
	M_D	37,6±7	35,5±7,8	35,5±7	35,8±6,8	36,1±7,2		
RJ	Control	25,1±2,7	26,9±3,9	22,8±3,4	22,2±3,4	25,1±2,7	2,580 (.040)*	,717 (.732)
	M_DyR	27,9±2,9	27,5±3,5	27,8±3,4*	28,2±3,3*	29,4±3,7*		
	M_R	25,0±0,8	26,4±5,1	25,4±4,3	25,2±5,1	26,6±5,2		
	M_D	25,3±2	25,8±2,5	22,5±2,6	26,0±3,3	26,8±2,1		

GL: Grupo: 3, GL Tiempo: 4

SJ: Salto en posición de flexión de rodilla 90°, acción solo concéntrica, CMJ: Salto con contramovimiento, RJ: Salto con rebotes, M\_DyR: Grupo con medias durante el entrenamiento y en recuperación, M\_R: Grupo con medias en recuperación, M\_D: Grupo con medias durante el entrenamiento, \*Diferencias entre DyR y Control (P <0.05), F: estadístico, p: nivel significación, GL: Grados de libertad.

No se hallaron cambios significativos en el SJ ( $P>0.05$ ) (tabla 4.10).

En el test CMJ, a las 24h se halla una tendencia hacia las diferencias entre el grupo Control y el grupo Medias\_R ( $P=0.058$ ), siendo más bajos los niveles de potencia de salto, en dicho momento, en el grupo Control respecto al grupo Medias\_R. En la figura 4.3 se expresan, de manera suavizada y con carácter descriptivo, los resultados como % de cambio.



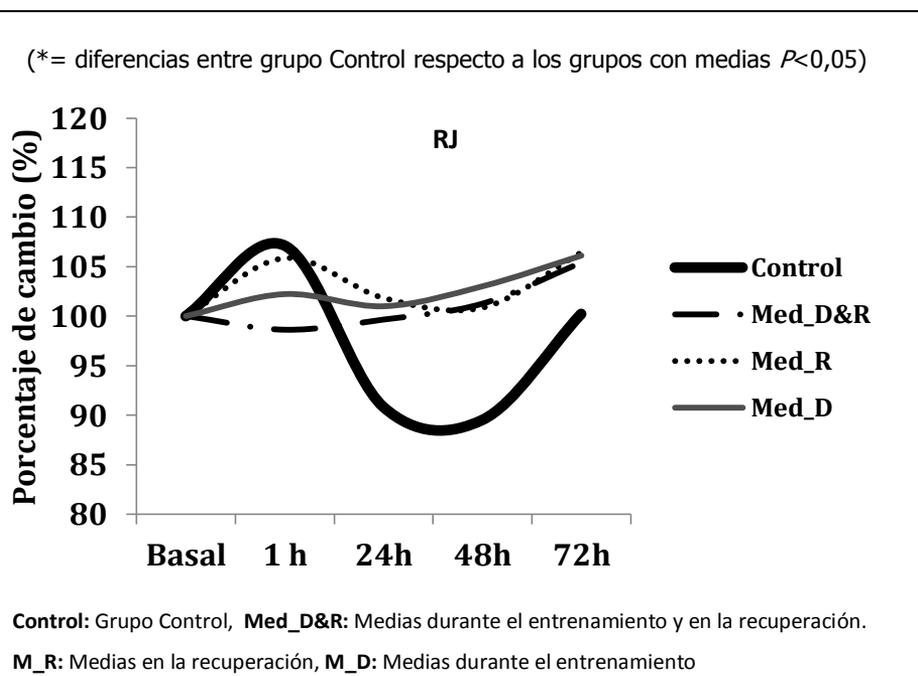
**Control:** Grupo Control, **Med\_D&R:** Medias durante el entrenamiento y en la recuperación.

**M\_R:** Medias en la recuperación, **M\_D:** Medias durante el entrenamiento

**Figura 4.3** Porcentaje de cambio en la altura de vuelo en el test CMJ por grupos

En el test RJ, se hallaron diferencias significativas entre el grupo Control y el grupo DyR tanto a las 24h ( $F_{4,12}= 3.4$ ;  $p =0.007$ ), como a las 48h, ( $F_{4,12}= 3.1$ ;  $p=0.008$ ), y a las 72h ( $F_{4,12}= 0.717$ ;  $p =3.12$ )

En la figura 4.4. se expresan, de manera suavizada y con carácter descriptivo, los resultados como % de cambio.



**Figura 4.4.** Porcentaje de cambio en la altura en el test RJ por grupos

## TEST DE FUERZA MÁXIMA ISOMÉTRICA

En el test de FMI en gemelos no se observaron cambios significativos ( $p > 0.05$ ).

La tabla 4.11. muestra los resultados obtenidos

**Tabla 4.11. Estadísticos descriptivos del test FMI en gemelos**

GRUPO	BASAL	D_1h	D_24h	D_48h	D_72h	F (p)	F (p)
	M ± DT	M ± DT	M ± DT	M ± DT	M ± DT	TIEMPO	GRUPO x Tiempo
<b>Control</b>	174,7±110,3	174,7±63,9	170,8±79,4	161,3±63,6	182,4±53,4	3,218 (,015)*	1,436(,158)
<b>M_DyR</b>	204,8±59,8	176,7±75,0	186,3±63,1	186,7±92,2	172,4±100,6		
<b>M_R</b>	130,6±53,1	113,7±56,2	124,2±46,4	133,7±57,8	119,6±98,9		
<b>M_D</b>	100,7±52,1	93,5±50,6	111,3±61,4	90,2±53,3	90,9± 57,2		

GL: Grupo: 3 ; GL Tiempo: 4

**FMI:** Fuerza máxima isométrica, **M\_DyR:** Grupo con medias durante el entrenamiento y en recuperación, **M\_R:** Grupo con medias en recuperación, **M\_D:** Grupo con medias durante el entrenamiento, **F:** estadístico, **p:** nivel significación, **GL:** grados de libertad.

## VARIABLES SENSITIVAS

No se hallaron diferencias significativas en dolor muscular medido con el Algómetro ( $p>0,05$ ). La tabla 4.12. muestra dichos resultados.

**Tabla 4.12. Estadísticos descriptivos de los test ALGOMETRÍA**

VARIABLES	GRUPO	BASAL	D_1h	D_24h	D_48h	D_72h	F (p)	F (p)
		M ± DT	TIEMPO	GRUPO x tiempo				
ALGO GEM	Control	17,0±11,3	17,3±11,0	11,4±2,8	11,8±4,9	12,8±4,3	3,104 (.124)	,952 (.508)
	M_DyR	14,2±3,8	14,8±5,4	13,9±6,4	13,9±5,9	15,0±5,4		
	M_R	17,8±5,6	18,1±5,9	16,4±3,6	19,8±7,8	10,3±22,7		
	M_D	16,4±3,2	15,8±3,6	13,2 ±3,7	18,0±5,0	18,4±6,0		
ALGO VL	Control	14,1 ± 6,9	13,9 ± 5,9	14,4 ± 6,2	14,6 ± 5,5	18,2 ± 6,1	2,14 (.148)	,952 (.498)
	M_DyR	14,1 ± 6,9	13,9 ± 5,9	14,4 ± 6,2	14,6 ± 5,5	18,2±6,1		
	M_R	15,9 ± 6,6	18,8 ± 7,8	17,8 ± 6,3	19,0 ± 8,4	19,6±4,9		
	M_D	16,3 ± 5,4	17,8 ± 5,2	17,4 ± 4,4	17,9 ± 5,2	28,0±18,4		

GL: Grupo: 3, GL Tiempo: 4

**ALGO VL:** Fatiga en Vasto lateral con algometría, **ALGO GEM:** Fatiga en gemelo con algometría, **M\_DyR:** Grupo con medias durante el entrenamiento y en recuperación, **M\_R:** Grupo con medias en recuperación, **M\_D:** Grupo con medias durante el entrenamiento, **F:** estadístico, **p:** nivel significación, **GL:** grados de libertad.

En el VAS global, se hallaron diferencias tras 1h entre el grupo DyR respecto al grupo Medias\_R ( $F_{4,12}= 2.01$ ;  $p=0.008$ ), siendo menor puntuación en el grupo DyR. La tabla 4.13. muestra dichos resultados.

**Tabla 4.13. Resultados descriptivos de los test VAS**

VARIABLES	GRUPO	BASAL	D_1h	D_24h	D_48h	D_72h	F (p)	F (p)
		M ± DT	TIEMPO	GRUPO x tiempo				
VAS GLOBAL	Control	1,6±0,8	3,1±1,4	4,0±1,8	2,6±1,3	2,3±1,8	2,012 (.096)	,747 (.096)
	M_DyR	1,7±0,8	2,4±1,4*	2,9±1,7	2,0±1,9	1,4±1,0		
	M_R	1,5±0,8	4,6±0,7	3,8±1,2	3,2±1,1	1,8±1,2		
	M_D	1,7±1,5	3,8±1,3	3,0±2,3	3,0±2,0	1,5±1,0		
VAS GEM	Control	1,3±1,0	2,4±1,2	3,3±1,8	1,7±0,9	1,7±1,9	7,367(.000)	,573 (.860)
	M_DyR	0,6±0,8	1,4±1,1	1,5±1,4	1,0±0,9	0,9±1,3		
	M_R	0,8±0,6	1,8±1,1	1,5±1,1	1,2±0,7	1,3±1,2		
	M_D	1,0 ± 1,0	1,7 ± 1,4	2,7 ± 2,0	1,1 ± 1,1	1,2 ± 0,9		
VAS MUSLO	Control	2,0±1,0	2,8±0,7	5,1±2,7	3,3±2,4	2,1±1,6	,038 (.846)	,101 (.959)
	M_DyR	2,1±1,1	2,7±1,0	3,0±0,4	2,1±1,2	1,8±3,4		
	M_R	1,2±1,2	3,5±1,2	3,1±1,5	3,0±1,4	1,6±1,0		
	M_D	1,8±1,6	3,4±0,4	3,8±1,2	3,0±1,1	1,7±1,0		

GL: Grupo: 3, GL Tiempo: 4

**VAS Global:** Fatiga global con escala analógica visual, **VAS GEM:** Fatiga gemelo con escala analógica visual, **VAS Muslo:** Fatiga en muslo con escala analógica visual, **Control:** Grupo Control, **M\_DyR:** Medias durante el entrenamiento y en la recuperación, **M\_R:** Medias en la recuperación, **M\_D:** Medias durante el entrenamiento, **\*Diferencias entre DyR y R (P <0.05)**, **F:** estadístico, **p:** nivel significación, **GL:** grados de libertad

## FATIGA MUSCULAR

No se hallaron diferencias significativas en la DM de la TMG ( $p>0,05$ ).  
( $p>0,05$ ). La tabla 4.14. muestra dichos resultados

**Tabla 4.14. Resultados de la Deformación máxima según la TMG**

VARIABLES	GRUPO	BASAL	D_1h	D_24h	D_48h	D_72h	F (p)	F (p)
		M ± DT	M ± DT	M ± DT	M ± DT	M ± DT	TIEMPO	GRUPO x Tiempo
GE	Control	2,7±1,9	3,1±1,5	2,9±1,3	3,0±1,4	2,5±1,2	1,047 (.385)	,662 (.785)
	M_DyR	2,3±1,0	3,0±1,8	3,4±1,6	3,1±1,5	2,9±1,0		
	M_R	3,4±1,3	2,7±1,5	3,2±1,7	3,1±1,4	3,0±1,7		
	M_D	1,9±1,7	2,1±1,2	2,2±1,5	2,4±1,3	2,0±1,6		
GI	Control	5±6,5	9,3±5,8	12,0±8,7	11,5±9,4	9,4±7,0	3,208(.015)*	1,436 (.158)
	M_DyR	8,7±5,4	14,2±9,9	14,9±8,9	15,5±7,3	10,1±6,5		
	M_R	11,8±7,0	12,1±7,8	11,7±9,4	6,5±5,9	12,5±8,2		
	M_D	6,3±7,8	10,3±10,7	10,4±8,3	14,1±12,4	9,4±9,0		
VL	Control	4,4±1,1	4,1±1,4	3,2±1,1	3,6±0,7	4,0±1,7	2,157 (.078)*	1,859 (.046)
	M_DyR	6,7±2,1	6,4±1,9	5,8±2,2	6,3±1,7	6,2±2,4		
	M_R	3,6±0,7	2,5±0,8	2,9±0,8	2,9±0,7	3,3±0,8		
	M_D	2,4±1,6	2,6±1,1	2,9±1,4	4,0±1,9	3,6±1,5		

GL: Grupo: 3, GL Tiempo: 4

GE: Gemelo externo, GI: Gemelo interno, VL: Vasto lateral, Control: Grupo Control, M\_D&R: Medias durante el entrenamiento y en la recuperación, M\_R: Medias en la recuperación, M\_D: Medias durante el entrenamiento, F: estadístico, p: nivel significación, GL: grados de libertad.

## DISCUSIÓN



## 5. DISCUSIÓN

Recientes estudios hallaron mejoras en el uso de medias compresivas sobre posibles mecanismos potenciadores del rendimiento en resistencia. Su uso mejora mecanismos propioceptivos y una reducción de las oscilaciones musculares (Kraemer *et al.* 1998; Borrás *et al.* 2001 ; Doan *et al.* 2003; Bringard *et al.* 2006; Jakeman *et al.* 2010; Kraemer *et al.* 2010), mejoras en la saturación del oxígeno (Bringard *et al.* 2006; Ménétrier *et al.* 2011), en la economía de carrera (Brandon 1995; Pilegaard *et al.* 1995; O'Toole y Douglas 1995; Jones y Carter 2000; Hausswirth y Lehénaff 2001), a nivel cardiaco (Varela *et al.* 2010) y a nivel metabólico reduciendo la concentración de bLA (Berry *et al.* 1987, Chatard *et al.* 2004, Lovell *et al.* 2011.)

No obstante, debemos tener en cuenta otros artículos donde no se hallaron mejoras directas sobre el rendimiento en distintos esfuerzos en carrera (Jakson *et al.* 1980; Kraemer *et al.* 1998; Maton *et al.* 2006; Ali *et al.* 2007; Duffield *et al.* 2007; Bernhardt *et al.* 2008; Scanlan *et al.* 2008; Davies *et al.* 2009; Laymon *et al.* 2009; Ali *et al.* 2010; Ali *et al.* 2011; Sperlich *et al.* 2011; Stuar Rugg *et al.* 2013). A pesar de esto, algunas de estas publicaciones reflejan mejoras sobre variables perceptivas; mostrando un menor dolor muscular (Ali *et al.* 2007, Duffield *et al.* 2007, Stuar Rugg *et al.* 2013), mayor confort (Ali *et al.* 2010, Ali *et al.* 2011) y menor percepción subjetiva del esfuerzo (Stuard *et al.* 2013). Esto nos hace intuir que es posible que existan mejoras sobre otros mecanismos no evaluados hasta ahora, como es la fatiga muscular.

Fue por ello que, siguiendo en la línea de otro artículo de nuestro grupo (Varela *et al.* 2010), donde se halló una tendencia a correr más segundos un

esfuerzo de tiempo límite con una menor percepción de la fatiga, intuimos que podrían existir cambios en la activación de unos músculos respecto a otros. Aparentemente, ante un mismo coste energético, las diferencias de rendimiento podrían explicarse por diferencias en el reclutamiento muscular.

Así, utilizamos la técnica de la sEMG ya que consideramos que es un buen método para la medición de la fatiga muscular de forma dinámica y además es indolora. Por motivos prácticos, debido a las acciones que se registran (tales como carrera a diferente ritmos y saltos), entendimos que era el método más operativo para registrar la actividad muscular en gestos específicos.

No hallamos diferencias significativas en ninguna de las variables metabólicas y cardiovasculares analizadas durante el estudio I. Esto resulta consistente con algunos estudios previos en carrera a pie (Jakson *et al.*1980; Kraemer *et al.* 1998; Maton *et al.* 2006; Ali *et al.* 2007; Duffield *et al.* 2007; Bernhardt *et al.* 2008; Scanlan *et al.* 2008; Davies *et al.* 2009; Laymon *et al.* 2009; Ali *et al.* 2010; Ali *et al.* 2011; Sperlich *et al.* 2011; Stuar Rugg *et al.* 2013).

De este modo, se descartaba la cuarta de las hipótesis, respecto a mecanismos de retorno venoso. Aunque no se hallaron cambios significativos en la fatiga muscular, por medio de la sEMG, sí se observaron tamaños del efecto medios, de modo que la activación muscular cambia según la condición CM/SM. Así, se observó que en esfuerzos >LTP, la activación de los músculos de la pierna (gastronemio y soleo) era menor. Esto confirmaría la tercera hipótesis, y tendría ventajas para el rendimiento por cuanto suele ser habitual que la fatiga

de la pierna limite más el rendimiento que los músculos del muslo, debido a su menor tamaño y fuerza.

Durante el esfuerzo de 1 KM el reclutamiento muscular varía respecto al esfuerzo >LTP. El uso de medias reduce la fatiga en el muslo y lo aumenta en el gemelo, mientras que sin medias la fatiga es similar tanto en el muslo como en la pierna. Aunque parezca que esto podría ser perjudicial, si analizamos cada grupo muscular vemos que, sin las medias, la fatiga es mayor en el gastronemio, pero no lo es con medias. Por tanto, nuevamente podría resultar beneficioso puesto que esta musculatura es más limitante en el rendimiento deportivo y no tanto el sóleo. Así, se confirmaría de nuevo la tercera hipótesis.

Con todo ello, parece que las variables tiempo e intensidad son cruciales en el comportamiento de la fatiga muscular. Esto es, mientras que en esfuerzos cortos e intensos el uso de medias compresivas aumentaría la fatiga en el sóleo, esta fatiga es menor en el gastronemio, pudiendo ser beneficioso para este tipo de esfuerzos.

En esfuerzos menos intensos (>LTP) el uso de medias provoca una menor fatiga en el gemelo y una fatiga similar en el muslo respecto a no usarlas.

No se hallaron cambios significativos en las variables sensitivas durante el estudio I, lo cual es consistente con estudios previos (Bringard *et al.* 2006; Rimaud *et al.* 2010; Sperlich *et al.* 2010; Ali *et al.* 2011; Ménétrier *et al.* 2011). Sin embargo, se halló una tendencia a una menor RPE con el uso de MECG en el esfuerzo >LTP.

De manera general, y a nivel descriptivo, observamos que cuando se ven diferencias, casi siempre son a favor del uso de medias, por ello intuimos que la alta desviación típica en muchos de estos estudios (así como en el nuestro) en las variables relacionadas con la fatiga muscular, no permiten hallar cambios significativos. Creemos que puede ser dependiente de las características de cada sujeto, tales como la técnica de carrera, activación del músculo, fuerza específica de cada músculo y experiencia en el uso de MECCG.

Aunque algunas de estas variables fueron controladas, es imposible controlarlas por completo. Tampoco puede obviarse el carácter multifactorial del rendimiento deportivo, dado que estamos evaluándolo directamente, a diferencia de otros trabajos que realizan una aproximación más analítica sobre un factor concreto relacionable con el rendimiento global. En este sentido, creemos que los hallazgos del presente trabajo tienen especial relevancia por la especificidad de las condiciones.

Por otro lado, intuimos que estos beneficios pueden ser más notables si evaluamos la fatiga en un periodo de tiempo posterior a un determinado esfuerzo. Berry and McMurray (1987) observaron una concentración de bLA menor después de un esfuerzo en cicloergómetro cuando los sujetos llevaban medias compresivas durante y post esfuerzo. Sin embargo, cuando llevaban las medias durante y se las quitaban en la recuperación la concentración de bLA era mayor respecto al no uso de medias.

Es por ello que, siguiendo la misma línea del estudio I, decidimos evaluar la fatiga muscular en las 72h posteriores a un entrenamiento pliométrico máximo. Si las claves pueden hallarse en los factores neuromusculares más allá

de los mecanismos de retorno venoso, debíamos centrarnos en el rendimiento en esfuerzos de marcado carácter neuromuscular. Los saltos verticales son un modelo clásico de estudio para ello (Bosco, 1992).

Actualmente no se conoce si es mejor una compresión gradual o uniforme en el ámbito deportivo, habiendo en el mercado medias de ambos tipos (por lo general de tipo uniforme). En nuestro estudio II, usamos compresión gradual durante el entrenamiento, con el fin de mejorar la velocidad del flujo sanguíneo venoso y el retorno venoso (Lawrence y Kakkar, 1980); al igual que durante el estudio I. Por el contrario, usamos medias con compresión uniforme (estudio II) durante una hora posterior a dicho esfuerzo, para favorecer la recuperación por sistemas de 'drenaje'. Mayrovitz (2003) halló que cuando la presión aplicada sobre el gemelo se realizaba de forma uniforme, existían cambios significativos en la perfusión sanguínea.

Nuestros resultados mostraron que el rendimiento en el CMJ empeoró en todos los grupos, observándose una tendencia a hallar diferencias en cuanto a un mayor deterioro en el grupo "Control" respecto al grupo "Después", quienes llevaron medias de recuperación 1h después del entrenamiento. Además, los grupos que usaban medias después, iniciaban su recuperación antes, desde el día posterior al entrenamiento de alta intensidad.

Se observó una diferencia significativa entre el rendimiento en el RJ con el grupo que llevaba medias tanto durante el entrenamiento como en la recuperación respecto al grupo control a partir de las 24h y hasta las 72h. Observando los cambios porcentuales, los grupos que usaban medias no sufrían empeoramiento en el rendimiento, mientras que el grupo control

mantenía este rendimiento disminuido aproximadamente un 10% durante los dos días posteriores. Estos hallazgos pueden tener especial importancia en deportes que requieren múltiples saltos o acciones explosivas reiteradas. Si además hablamos de semanas de entrenamiento con reiterados esfuerzos de alta intensidad, o torneos con partidos en días consecutivos, los beneficios para el mantenimiento del rendimiento son claros, recomendando el uso tanto de medias de entrenamiento como de recuperación.

Los que usan las medias de rendimiento y también las de recuperación, sufren menor percepción de fatiga en la hora posterior al esfuerzo respecto a quienes solo usan las medias de recuperación.

Además, observando los cambios porcentuales en la VAS, se observó que los que llevan medias durante el entrenamiento y en la recuperación sufren menor percepción de fatiga que no llevar o usar sólo antes o sólo después. Su momento de mayor percepción de fatiga es al día siguiente. En cambio, llevarlas solo antes o solo después, llevó a los sujetos a percibir más fatiga, y mucho antes.

Por tanto, desde el punto de vista perceptivo, este trabajo corrobora lo hallado en estudios previos en gestos de carrera (Ali *et al.* 2007, Duffield *et al.* 2007, Stuar Rugg *et al.* 2013), favoreciendo el uso de uso de las medias tanto durante el esfuerzo (medias de entrenamiento) como después (medias de recuperación).

No se hallaron cambios en la medición de la fatiga muscular por medio de la TMG. Solo utilizamos la variable "DM", siendo esta la que guarda una mayor relación con la fatiga muscular. La TMG es una técnica de evaluación reciente,

donde se sospecha que el resto de variables que nos da la TMG pueden ser sobreestimadas. Así, durante un periodo de prueba vimos que cuando la TMG descargaba un impulso eléctrico en ciertos músculos, más en los posturales, aparecía un doble pico en la curva de la contracción muscular como consecuencia de una primera respuesta de las fibras rápidas, seguida de las fibras lentas. Cuando queremos evaluar la fatiga muscular esto es un problema ya que la TMG nos está dando sólo valores sobre la fatiga neuronal y no sobre la fatiga muscular del segundo pico. Sería por tanto necesario realizar mejoras en el software para distinguir la fatiga neuronal de la muscular.

Es muy importante, por tanto, que cuando realizamos un estudio se adviertan las posibles limitaciones de las herramientas de evaluación que estamos usando para optimizar la recogida de datos. Durante el estudio I, se realizaron durante dos años varias pruebas piloto hasta que se lograron registros correctos de la EMG inalámbrica en todos los puntos de la pista de atletismo, sin interferencias de otras señales, y lograr una manera de que los electrodos no se despegaran de la piel por el fuerte impacto y sudor y sin provocar una presión que pudiera afectar a la propia presión de las medias. Aún y con ello, dado que se solicitaban esfuerzos máximos, se perdieron algunos datos por pérdida de la señal. Por ello, creímos fundamental retrasar el inicio de dicho estudio, y evaluar la fatiga muscular en un medio específico al de competición y no sobre un tapiz rodante, sobre el que también realizamos pruebas pero los sujetos manifestaban limitaciones para mostrar su rendimiento máximo.

Otra limitación es el escaso número de sujetos. Estos fueron 16 y 40 respectivamente, en los estudios I y II. En el primer estudio, se requería contar con un grupo de atletas de mediofondo, de alto nivel regional, los cuales pudieran interrumpir sus entrenamientos habituales y competiciones durante dos semanas. En nuestro caso, esto ha sido posible porque en nuestro grupo de trabajo contábamos con el entrenador de la mayoría de los sujetos, lo cual permite controlar mejor todas las variables relacionadas con la fatiga y nivel de forma previa a los test. Se seleccionaron momentos donde evaluar a los corredores en un alto nivel de forma sin interferir en sus calendarios, en las mismas horas y en las mismas condiciones ambientales, y sabiendo que solo puede evaluarse un sujeto a la vez por la complejidad de las mediciones.

Además, participaron sólo nuestros atletas con una buena técnica de carrera, la cual implicase una mayor sollicitación de la musculatura del gemelo. Por ello, descartamos la mayor parte de la muestra disponible, ya que es frecuente que los atletas de un nivel medio-bajo, corran peor técnicamente.

Por otra parte, tanto en el estudio I y II medimos gran cantidad de variables con diferentes instrumentos complejos y novedosos. Esto debía ser así para obtener resultados creíbles y aplicables al ámbito del entrenamiento deportivo.

Además, la voluntad del investigador fue mantener estrictamente los criterios de inclusión y exclusión establecidos.

Se garantizó también que la metodología empleada en ambos estudios fue correcta desde el punto de vista de provocar fatiga muscular registrada por

sEMG y TMG, necesaria a su vez, para valorar los posibles beneficios en el uso de medias compresivas. Esto permite, a su vez, cumplir la hipótesis 1 y 2.

Pese a ello, y para concluir este apartado, cabe resaltar que, por nuestro conocimiento, este es el primer estudio que ha evaluado la fatiga muscular por técnicas sEMG en atletas de mediofondo; y por ello, el primer estudio donde aparecen cambios descriptivos en el reclutamiento muscular.

El estudio II aporta como novedoso la evaluación completa de los aspectos neuromusculares y sensitivos, incluyendo técnicas como la TMG durante la recuperación de un esfuerzo máximo, aunque no se hayan encontrado cambios en dichas variables.

En resumen, los hallazgos de la presente tesis doctoral justifican y recomiendan el uso de las MEGG para esfuerzos de carrera donde se desee preservar la fatiga de los músculos de la pierna, y favorecen el uso de las medias tanto de entrenamiento como de recuperación para favorecer el rendimiento de saltos repetidos en días consecutivos. Más estudios deben ser hechos, con muestras mayores, para confirmar la relevancia de los resultados hallados.

### **Futuras líneas de investigación**

Por último, destacamos que la realización de estos trabajos puede suponer un punto de partida para el desarrollo de futuras investigaciones relacionadas con dos orientaciones concretas:

- Realizar un estudio con carácter más longitudinal en atletas sometidos a las mismas cargas de entrenamiento. Es posible que se aprecien cambios significativos en la fatiga muscular, como consecuencia de una recuperación más eficiente ante la repetición reiteradas de carga de entrenamiento en varios meses.

- Estudiar el efecto a largo plazo de entrenar habitualmente con medias de rendimiento y/o utilizar las medias de recuperación de forma sistemática durante un largo período de tiempo, respecto a otros deportistas que realizasen un mismo entrenamiento, pero que actuasen de grupo control.

## **CONCLUSIONES**



## 6. CONCLUSIONES

Las principales conclusiones a las que hemos llegado al término de este estudio han sido las siguientes:

1.- Los esfuerzos en carrera y de carácter pliométrico, provocan fatiga muscular aunque existe una tendencia favorable, en el reclutamiento muscular, con el uso de medias compresivas.

En relación a esta conclusión, se confirmaron la hipótesis 1, 2 y 3.

2.- Se observa una reducción en la sobrecarga muscular usando MECG, en los músculos del gemelo, que pueden beneficiar a atletas que tiendan a sobrecargas en el tríceps sural y tendón de Aquiles.

En relación a dicha conclusión se confirmó la hipótesis 3.

3.- El uso de MECG, no supone ningún beneficio sobre variables metabólicas y cardiovasculares en esfuerzos submáximos y máximos en carrera

No se ha confirmado la hipótesis 4, en relación al objetivo propuesto.

4.- Se observó una menor pérdida en la potencia de saltos repetidos usando medias, tanto durante el esfuerzo como en la recuperación del mismo.

Se confirma la hipótesis 5, en relación a este objetivo.



## **REFERENCIAS**



## 7. REFERENCIAS

- Ali A, Caine MP, Snow BG (2007). Graduated compression stockings: physiological and perceptual responses during and after exercise. *J Sports Sci* 25:413–419
- Ali A, Creasy RH, y Edge, JA. (2010). Physiological effects of wearing graduated compression stockings during running. *Eur J Appl Physiol* 109: 1017–1025.
- Ali A, Creasy RH, Edge, JA. (2011). The effect of graduated compression stockings on running performance. *J Strength Cond Res.* 25(5):1385-92
- Agu O, Baker D, Seifalian AM. (2004). Effect of graduated compression stockings on limb oxygenation and venous function during exercise in patients with venous insufficiency. *Vascular* 12(1):69-76
- Astrand PO, y Rodahl, K. (1986). *Textbook of Work Physiology*. McGraw-Hill, Nueva York.
- Anstrand PO, Rodahl, K. Dahl, HA, y Strømme, SB.(2010). Manual de fisiología del ejercicio. Barcelona: Paidotribo.
- Bangsbo J, Madsen K, Kiens B, Richter EA. (1996). Effect of muscle acidity on muscle metabolism and fatigue during intense exercise in man. *J Physiol* 495:587–596

- Belic, A, Knez, N, Karba R. y Valencic, V. (2000). Validation of the human muscle model. Proceedings of the 2000 Summer Computer Simulation Conference, 16. - 20. July 2000, Vancouver, British Columbia. Session 1: Issues on Whole Body Modeling.
- Benkö, T, Cooke E.A, McNally M.A, Mollan, R.A.B. (2001). Graduated compression stockings. Knee length or thigh length. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 383, 197-203.
- Bernhardt T, y Anderson GS. (2005): Influence of moderate prophylactic compression on sport performance. *J Strength Cond Res* 19(2): 292-297
- Berry MJ, McMurray RG. (1987): Effects of graduated compression stockings on blood lactate following an exhaustive bout of exercise. *Am J Phys Med*. 66(3):121-132.
- Bigland-Ritchie B, Johansson R, Lippold, O, Smith S, and Woods J. (1983). Changes in motoneurone firing rates during sustained maximal voluntary contractions. *The Journal of Physiology*. 340: 335-346.
- Billat V. *Fisiología y Metodología del Entrenamiento*. Barcelona: Paidotribo; 2002.
- Binder-Macleod S, Halden E. and Jungles K. (1995). Effects of stimulation intensity on the physiological responses of human motor units. *En: Medicine & Science in Sports & Exercise*. 27:556-565.

- Bochmann RP, Seibel W, Haase E, Hietschold V, Rodel H, y Deussen, A. (2005). External compression increases forearm perfusion. *J Appl Physiol* 99: 2337–2344,
- Borrás X, Balias X, Drobnic F, Til L, Turmo A, y Valle, J. (2011). Effects of power body compression garment in muscle oscillation and tissular injury during intense exercise. *Port J Sport Sci* 11(2): 685-688
- Bosco, C. (1992). La valutazione della forza con il test di Bosco Ed. Roma. Societa Stampa Sportiva
- Byrne, B (2001). Deep vein thrombosis prophylaxis: the effectiveness and implications of using below-knee or thigh-length graduated compression stockings. *Heart Lung* 30:277–284
- Brandon JL. (1995) Physiological factors associated with middle distance running performance. *J Sports Med* 19: 268-277
- Braun WA, Dutto DJ. (2003). The effects of a single bout of downhill running and ensuing delayed onset of muscle soreness on running economy performed 48 h later. *Eur J Appl Physiol.* 90: 29-34
- Bringard A, Perrey S, Belluye N. (2006) Aerobic energy cost and sensation response during submaximal running exercise positive effects of wearing compression tights. *Int J Sports Med* 27:373–378

- Buhs C.L, Bendick P.J, Glover J.L. (1999). The effect of graded compression elastic stockings on the lower leg venous system during daily activity. *Journal of Vascular Surgery*, 30 (5), 830-835
- Bulbulian R, Wilcox, A. R., y Darabos B. L. (1986). Anaerobic contribution to distance running performance of trained cross-country athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 18(1), 107-113.
- Burger H, Valencic V, Marincek C. y Kogovsek N. (1996). Properties of musculus gluteus maximus in above-knee amputees. *Clinical Biomechanics*. 11(1): 35–8.
- Chatard JC, Atlaoui D, Farjanel J, Louisy F, Rastel D, y Gue´zennec, CY. (2004). Elastic stockings, performance and leg pain recovery in 63-year-old sportsmen. *Eur J Appl Physiol* 93: 347–352
- Chatard, JC (1998). Elastic bandages, recovery and sport performance. Proceedings of the Techtexsil Symposium. Lyon, France: Health and Protective Textiles
- Chicharro, JL. Fernández, A (2006). Fisiología del ejercicio (3º ed), Buenos Aires, Panamericana
- Dahmane, R., Valencic, V., Knez, N. y Erzen, I. (2001). Evaluation of the ability to make non-invasive estimation of muscle contractile properties on the basis of the muscle belly response. *Medical and Biological Engineering Computing*, 39: 51-55.

- Dahmane, R., Djordjevic, S., Simunic, B. y Valencic, V. (2005). Spatial fiber type distribution in normal human muscle Histochemical and tensiomyographical evaluation. *Journal of Biomechanics*, 38: 2451-2459.
- Daniels, J y Daniels, N. (1992). Running economy of elite male and elite female runners. *Med. Sci. Sports Exerc.* 24(4): 483-489
- Davies, V, Thompson, KG, and Cooper, SM. (2009). The effect of compression garments on recovery. *J Strength Cond Res* 23(6): 1786-1974.
- De Luca, C (1984). Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in human. *En: Critical Reviews in Biomedical Engineering.* 11: 251-279.
- Dimitrova, N.; Hogrel, J.; Arabadzhiev, T. and Dimitrov, G. (2005). Estimate of M-wave changes in human biceps brachii during continuous stimulation. *J of Electromyography and Kinesiology.* 15:341-348.
- Dimitrova, N. and Dimitrov, G. (2003) Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies.*En :Journal of Electromyography and Kinesiology.* 13 (1) (2003) 13-36.
- Djordjevik, S., Valencic, V., Knez, N., Dahmane, R., Jurcic-Zlobec, B., Bednarik, J. Simunic, B., Kersevan, K. y Godina, N. (2000). Contractile properties of skeletal muscles of two groups of sportsmen-sprinters and cyclist measured by Tensiomyography. *2000 Pre-Olympic Congress, Brisbane, Australia, Abstract* 220.

- Doan, BK, Kwon, YH, Newton, RU, Shim, J, Popper, EM, Rogers, RA, Bolt, LR, Robertson, M, and Kraemer, WJ. (2003). Evaluation of a lower-body compression garment. *J Sports Sci* 21(8): 601-610
- Doherty, M., Nobbs, L., & Noakes, T. D. (2003). Low frequency of the "plateau phenomenon" during maximal exercise in elite british athletes. *European Journal of Applied Physiology*, 89(6), 619-623.
- Duffield, R, and Portus, M. (2007). Comparison of three types of full-body compression garments on throwing and repeat-sprint performance in cricket players. *British J of Sports Med* 41(7): 409-414
- Esteve-Lanao J. (2007). Tesis Doctoral. Periodización y control del Entrenamiento en corredores de fondo. Madrid: Universidad Europea de Madrid; 2007.
- Esteve-Lanao, J; Rhea, MR; Fleck, SJ; Lucia, A. (2008). Running-specific, periodized strength training attenuates loss of stride length during intense endurance running. *J Strength Cond Res* 22(4):1176-1183
- Esteve-Lanao, J. (2010). Entrenamiento deportivo, fundamentos y aplicaciones deportivas. Editorial médica Panamericana
- Fox, SI (2003). Fisiología humana. Madrid, Interamericana McGraw-Hill
- Friel J (2009). The triathlete's training bible. 3ª ed, Velo Press, Boulder. Colorado.

- Fu , W. Liu, Y. Zhang, S. Xiong, X. Wei, S. (2011) Effects of local elastic compression on muscle strength, electromyographic, and mechanomyographic responses in the lower extremity. *J of Electromyography and Kinesiology* 22(1): 44-50
- Gannoni, M.; Camelia, F. and Farina, D (2005). Conduction velocity of quiescent muscle fibers decreases during sustained contractions. *J of Neurophysiology*. 94: 387-394.
- García Manso, J.M; Navarro, M; Ruiz, J.A (1996). Planificación del entrenamiento deportivo. Gymnos, Madrid.
- Gastin, PB (2001). Energy system interaction and relative contribution during maximal exercise *Sports Med*. 31:725-741.
- Gettman LR, Ward P, Hagan RD. (1982). A comparison of combined running and weight training with circuit weight training. *J Med Sci Sports Exerc* 14: 229-234.
- Gutierrez Rivas E, Jiménez MD, Pardo J, Romero M. (2000). Manual de electromiografía clínica. Barcelona: Prous Science.
- Glanville, KM. Hamlin, MJ. (2012). Positive effect of lower body compression garments on subsequent 40-km cycling time trial performance. *J of Strength and Conditioning Research*. 26(2): 480–486

- Gill, ND, Beaven, CM y Cook, C. (2006). Effectiveness of post-match recovery strategies in rugby players. *British J of Sports Med* 40: 260-263
  
- Goh, SS. Laursen, PB. Dascombe, B. Nosaka, K. (2010). Effect of lower body compression garments on submaximal and maximal running performance in cold (10°C) and hot (32°C) environments. *Eur J Appl Physiol* 111(5):819-26.
  
- Gonzalez, J.J; Gorostiaga, A.D.E (2000). Metodología del entrenamiento para el desarrollo de la fuerza, (Vol. Primer curso módulo 2.2.2, Master en alto rendimiento). Madrid: Centro olímpico de estudios superiores
  
- Grabljevec K., Simunic B., Kersevan K., Krizaj D., Kosorok V. y Gregoric, M. (2004). Detection of contractile properties of chronically spastic muscles in subjects after traumatic brain injury with tensiomyography (TMG) method. *Rehabilitation sciences in the new millenium challenge for multidisciplinary research: collection of works presented at the 8th congress of European federation for research in rehabilitation, Ljubljana, Slovenia; 139–43.*
  
- Hagan, M y Lambert, S. (2008) A randomized, crossover, open-label study of the effectiveness of SKINS – Travel & Recovery garments in reducing inflight ankle oedema. *Med J of Australia* 188(2): 81-84
  
- Hausswirth, C y Lehénaff, D. (2001). Physiological demands of running during long distance runs and triathlons. *Sports Medicine*, 31(9) 679-689.
  
- Hawley, J; Burke, L (2000). Rendimiento deportivo máximo, pp 52-65. Paidotribo, Barcelona

- Heck, H., Mader, A., Hess, G., Mücke, S., Müller, R., & Hollmann, W. (1985). Justification of the 4-mmol/l lactate threshold. *International Journal of Sports Medicine*, 6(3), 117-130.
  
- Hegedüs, J. (1984). *La ciencia del entrenamiento deportivo*. Buenos Aires: Stadium
  
- Higgins, T, Naughton, GA, Burgess, D. (2009). Effects of wearing compression garments on physiological and performance measures in a simulated gamespecific circuit for netball. *J Sci Med Sport* 12: 223-226.
  
- Hirai, M. (1999). The effect of posture and exercise on elastic stocking compression at different sites of the leg. *VASA*, 28, 190-194.
  
- Hauswirth C, Lehénaff D. (2001). Physiological demands of running during long distance runs and triathlons. *J Sports Med* 31: pp 679-689.
  
- Ibegbuna, V; Delis, K.T; Nicolaidis, A.N; Aina, O. (2003). *Effect of elastic compression stockings on venous hemodynamics during walking*. *J of Vascular Surgery*, 37 : 420-425.
  
- Jackson, AS, Pollock, ML, and Ward, A. (1980). Generalized equations form predicting body density of women. *Med Sci Sports and Exerc* 12:175-182
  
- Jakeman, JR, Byrne, C, and Eston, RG. (2010). Lower limb compression garment improves recovery from exercise-induced muscle damage in young, active females. *Eur J Appl Physiol* 109: 1137–1144.

- Johnston RE, Quinn TJ, Kertzer R, Vroman NB. (1997). Strength Training in female distance runners: Impact on running economy. *J Strength and Cond Res* 11: 224-229
- Jones AM. (2006). The physiology of the World Record Holder for the Women's Marathon. *Int J Sports Sci and Coaching* 1:101-116.
- Jonker MJ, de Boer EM, Ade`r HJ, Bezemer PD (2001) The oedema protective effect of Lycra\_ support stockings. *Dermatology* 203:294–298
- Kaikkonen H, Yrjama M, Siljander (2000). The effect of heart rate controlled low resistance circuit weight training and endurance on maximal aerobic power in sedentary adults. *Scand J Med Sci Sports* 10:211-215
- Karlsson J, Bonde-Petersen F, Henriksson J, Knuttgen HG (1975). Effects of previous exercise with arms or legs on metabolism and performance in exhaustive exercise. *J Appl Physiol* 38:763–767
- Kemmler, W. Stengel, SV. Ckritz, CK. Mayhew, J. Wassermann, A. Zapf, J. (2009). Effect of compression stockings on running performance in men runners. *J of Strength and Conditioning Research* 23(1):101–105
- Kersevan, K., Valencic, V., Djordjevic, S. y Simunic, B. (2002). The muscle adaptation as a result of pathological changes or specific training procedures. *Cellular and Molecular Biologic Letters*; 7(2):367–9.

- Keul, J., Simon, G., Berg, A., Dickhuth, HH., & Goetler, I. (1979). Bestimmung der individuellen anaeroben Schwelle zur Leistungsbewertung und Trainingsgestaltung. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 30, 212-218
- Kindermann, W., Simon, G., & Keul, J. (1979). The significance of the aerobic-anaerobic transition for the determination of work load intensities during endurance training. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 42(1), 25-34.
- Klausen K, Knuttgen HG, Forster, HV, (1972) Effect of pre-existing high blood lactate concentration on maximal exercise performance. *Scand J Clin Lab Invest* 30:415–419
- Knez, N. y Valencic, V. (2000). Influence of impulse duration on skeletal muscle belly response. Proceedings of the ninth Electrocehnical and Computer Science Conference ERK 2000, 21. - 23. September 2000, Portoroz, Slovenia. Ljubljana : IEEE Region 8, Slovenian section IEEE, B:301-304.
- Kraemer, WJ, Bush, JA, Triplett-McBride, NT, Koziris, LP, Mangino, LC, Fry, AC, McBride, JM, Johnston, J., Volek, JS, Young, CA, Gomez, AL, and Newton RU. (1998). Compression garments: Influence on muscle fatigue. *J Strength Cond Res* 12: 211-215.

- Kraemer, WJ, Bush, JA, Wickham, RB, Denegar, CR, Gomez, AL, Gotshalk LA, Duncan, ND, Volek, JS, Putukiau, M., and Sebastianelli, WJ. (2001). Influence of compression therapy on symptoms following soft tissue injury from maximal eccentric exercise. *J Ortho Sports Phys Ther* 31(6): 282-290.

- Kraemer, WK, Flanagan, SD, Comstock, BA, Fragala, MS, Earp, JE, Dunn-Lewis, C, Ho, J-Y, Thomas, GA, Solomon-Hill, G, Penwell, ZR, Powell, MD, Wolf, MR, Voler, JS, Denegar, CR, and van Geest AJ, Franken CPM, Neumann HAM (2003). Medical elastic compression stockings in the treatment of venous insufficiency. *Curr Probl Derm* 31:98-107

- Kraemer, WK, Flanagan, SD, Comstock, BA, Fragala, MS, Earp, JE, Dunn-Lewis, C, Ho, J-Y, Thomas, GA, Solomon-Hill, G, Penwell, ZR, Powell, MD, Wolf, MR, Voler, JS, Denegar, CR, and Maresh, CM. (2010). Effects of whole body compression garment on markers of recovery after a heavy resistance workout in men and women. *J Strength Cond Res* 24(3): 804-814.

- Krizaj, D., Simunic, B. y Zagar, T. (2008). Short-term repeatability of parameters extracted from radial displacement of muscle belly. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18: 645-651.

- Lawrence, D; Kakkar, V.V. (1980). Graduated, static, external compression of the lower limb: a physiological assessment. *Br J Surg*, 67, 119-121.

- Laymon, AS. (2009). Lower leg compression sleeves: influence on running mechanics and economy in highly trained distance runners. Master's Thesis. School of Health, Physical Education and Recreation, Indiana University.
- Liu, R; Lao, T.T; Kwok, Y.L; Li, Y; Ying, M. (2008). *Effects of graduated compression stockings with different pressure profiles on lower-limb venous structures and haemodynamics. Adv Ther, 25 (5), 465-478.*
- Löscher, W.; Cresswell, A. and Thorstensson, A (1996). Central fatigue during a long-lasting submaximal contraction of the triceps surae. *J Experimental Brain Research. 108:305-314*
- Lovell, DI. Mason, DG. Delphinus, EM. McLella, CP. (2011). Do compression garments enhance the active recovery process after high-intensity running? *J of Strength and Conditioning Research 25(12):3264-8.*
- Lucia, A.; J, Hoyos (2000). Heart rate and performance parameters in elite cyclists: A longitudinal study. *Med. Sci. Sports Exerc. 32:1777-1782.*
- Lucia, A; Esteve-Lanao, J; Oliván, J; Gomez-Gallego, F; San Juan, AF; Santiago, C; Perez, M; Chamorro-Vina, C; Foster, C. (2006). Physiological characteristics of the best Eritrean runners-exceptional running economy. *Appl Physiol Nutr Metab 31:530-540.*
- MacArdle, W. D. (1990) "Fisiología del ejercicio: energía, nutrición y rendimiento humano" Editorial Paidotribo. Barcelona.

- Mader, A., Liesen, H., Heck, H., Philippi, H., Rost, R., Schurch, P. A., & Hollmann, W. (1976) Zur beurteilung der sportartsspezifischen ausdauerleistungsfähigkeit im labor. *Sportarzt Sportmedizin*, 27, 80-88.
- Mafulli, N., Capasso, G., & Lancia, A. (1991). Anaerobic threshold and performance in middle and long distance running. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 31(3), 332-338
- Maresh, CM. (2010). Effects of whole body compression garment on markers of recovery after a heavy resistance workout in men and women. *J Strength Cond Res* 24(3): 804-814.
- Marinello, J. (2003). Terapéutica de compresión en patología venosa y linfática. Editorial Glosa. Barcelona.
- Martín, D; Klaus, C; Lehnertz, K; (2001) Manual de Metodología Del Entrenamiento Deportivo, Paidotribo.
- Maton, B, Thiney, G, Dang, S, Tra, S, Bassez, S, Wicart, P. (2006). Human muscle fatigue and elastic compressive stockings. *Euro J Appl Physiol* 97(4): 432-442
- Maughan, RJ (1992) Aerobic function. *Sports Science Review* Vol 1, 28-42.

- Mayberry, JC, Moneta, GL, DeFrang, RD, and Porter, JM. (1991). The influence of elastic compression stockings on deep venous hemodynamics. *J Vasc Surg* 13: 91–99.
- Mayrovitz HN, Sims N. (2003). Effects of ankle-to-knee external pressures on skin blood perfusion under and distal to compression. *Adv Skin Wound Care*. 16(4):198-202
- Ménétrier, A. Mourot, L. Bouhaddi, M. Regnard, J. Tordi, N. (2011) Compression Sleeves Increase Tissue Oxygen Saturation but not Running Performance *Int J Sports Med*. 32: 864–868
- Merletti, R; Rainoldi, A. and Farina, D (2004). Myoelectric manifestations of muscle fatigue. En: Merletti, R. and Parker, P. *Electromyography: physiology, engineering and noninvasive applications*. USA. IEEE Press. WileyInterscience. 233-258
- Mizrahi, J. (1997), Fatigue in muscles activated by functional electrical stimulation. En: *Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine*. 9: 93-129.
- Monod H, Scherrer J. (1965). The work capacity of a synergic muscular group. *Ergonomics*, 8: 329-38
- Morgan, D. W., Baldini, F. D., Martin, P. E., & Kohrt, W. M. (1989). Ten kilometer performance and predicted velocity at VO<sub>2</sub>max among well-trained male runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 21(1), 78-83.

- Moritani T. (2002). Experimental Validation of Cycling Pants. Confidential Report.Kyoto: Decathlon Creation Research Center.
  
- Morris, R.J; Woodcock, J.P (2004). Evidence-based compression. Prevention of stasis and deep vein thrombosis. *Annals of Surgery*, 239 (2), 162-171.
  
- Navarro. F; García Manso, JM. (2003). Fundamentos básicos de la resistencia. Máster COE, COES, Madrid
  
- Neuman G (1990). La struttura dell prestazione negli sport di resistenza. *Rivista di Cultura Sportiva IX (20): 66-72.*
  
- Noakes TD. Physiological models to understand exercise fatigue and the adaptations that predict or enhance athletic performance. *Scand J Med Sci Sports* 2000; 10(3):123-145.
  
- Orr, G. W., Green, H. J., Hughson, R. L., & Bennett, G. W. (1982). A computer linear regression model to determine ventilatory anaerobic threshold. *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology*, 52(5), 1349-1352.
  
- O'Toole ML, Douglas PS. (1995). Applied physiology of triathlon. *Sports Med* 19:251-267.
  
- Portorož, Slovenia. Ljubljana : IEEE Region 8, Slovenian section IEEE, B:313-316.

- Péronnet F., Thibault G (1989) Mathematical analysis of running performance and world running records. *J. Appl. Physiol.* 67:453-465
  
- Péronnet F. (coord.) Maratón. Barcelona: INDE; 2001
  
- Pierson, S; Pierson, D; Swallow, Johnson, G. (1983). Efficacy of graded elastic compression in the lower leg. *JAMA*, 249 (2), 242-243.
  
- Pilegaard H, Bangsbo J, Henningsen P, Juel C, Richter EA (1995). Effect of blood flow on muscle lactate release studied in perfused rat hind limb. *Am J Physiol* 269:E1044–E1051
  
- Praprotnik, U., Valencic, V., Coh, M., Djordjević, S., Knez, N., Simunic, B., Krenker, A. y Kersevan, K. (2000). Modifications of muscle vastus lateralis belly response to twitch stimulation after high intensity exercise. Proceedings of the ninth Electrocehnical and Computer Science Conference ERK 21-23.
  
- Requena, B. (2005). Efectos de la aplicación de estimulación eléctrica percutánea en relación con la potencia postetánica y la manifestación de la fuerza y la potencia muscular. Tesis Doctoral. Universidad de Granada
  
- Rimaud, D. Messonnier, L.Castells, J. Devillard, X. Calmels, P. (2010). Effects of compression stockings during exercise and recovery on blood lactate kinetics. *Eur J Appl Physiol* . 110(2):425-33.
  
- Ruiz Alonso, JG (1994). Fuerza y musculación. Ágonos, Lleida.

- Saunders, P. U., Pyne, D. B., Telford, R. D., & Hawley, J. A. (2004). Factors affecting running economy in trained distance runners. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 34(7), 465-485.
- Scanlan, AT, Dascombe, BJ, Reaburn, PR, and Osborne, M. (2008). The effects of wearing lower-body compression garments during endurance cycling. *Int J Sports Physiol Perform* 3(4): 424-43.
- Scrimgeour AG, Noakes TD, Adams B, Myburgh K. (1986). The influence of weekly training distance on fractional utilization of maximum aerobic capacity in marathon and ultramarathon runners. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 55:202-209
- Sear, JA, Hoare, TK, Scanlan, AT, Abt, GA, and Dascombe, BJ. (2010). The effects of whole-body compression garments on prolonged high-intensity intermittent exercise. *J Strength Cond Res* 24(7): 1901-1910
- Shephard, RJ. Astrand, PO. (2007) *La Resistencia en el deporte*. Badalona: Paidotribo.
- Simunic, B. (2003). Model of longitudinal contractions and transverse deformations in skeletal muscles. Doctoral Thesis. Ljubljana
- Sigel, B, Edelstein, AL, Savitch, L, Hasty, JH, and Felix, WR Jr. (1975). Typ of compression for reducing venous stasis. A study of lower extremities during inactive recumbency. *Arch Surg* 110: 171–175.

- Sjödín, B., & Jacobs, I. (1981). Onset of blood lactate accumulation and marathon running performance. *International Journal of Sports Medicine*, 2(1), 23-26.
  
- Skinner, J. S., & McLellan, T. H. (1980). The transition from aerobic to anaerobic metabolism. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 51(1), 234-248
  
- Sperlich, B, Haegele, M, Kruger, M, Schiffer, T, Holmberg, HC, and Mester, J. (2011). Cardio-respiratory and metabolic responses to different levels of compression during submaximal exercise. *Phlebology* 26: 102-106
  
- Stashuk, D (2001). EMG signal decomposition: how can it be accomplished and used? *J. Electromyography Kinesiol.* 11:151-173
  
- Stamford BA, Moffatt RJ, Weltman A, Maldonado C, Curtis M (1978) Blood lactate disappearance after supramaximal onelegged exercise. *J Appl Physiol* 45:244–248
  
- Stegmann, H., Kindermann, W., y Schnabel, A. (1981). Lactate kinetics and individual anaerobic threshold. *International Journal of Sports Medicine*, 2(3), 160-165.
  
- Stuart Rugg, PhD y Eric Sternlicht, PhD. (2013). The effect of graduated compression tights, compared to running shorts, on counter movement jump performance before and after submaximal running. *J of Strength and Conditioning Research Publish*. DOI: 10.1519/JSC.0b013e3182610956.

- Taylor, J.; Allen, G.; Butler, J. and Gandevia, S (2000). Supraspinal fatigue during intermittent maximal voluntary contractions of the human elbow flexors. *J of Applied Physiology*. 89: 305-313.
- Thorsen, R; Spadone, R. and Ferrarin, M. (2001). A pilot study of myoelectrically controlled FES of upper extremity. En: *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 9: 161-168
- Turner AM, Owings JM, Schwane JA. Six weeks of plyometric training (Plyom) improves running economy. *Med Sci Sports Exerc* 31: 1556-1999.
- Vaile J , Halson S , Gill N , Dawson B . (2008). Eff ect of hydrotherapy on recovery from fatigue . *Int J Sports Med* 29 : 539 – 544
- Valencic, V. y Knez, N. (1997). Measuring of skeletal muscles dynamic properties. *Artificial Organs*. 21: 240-242.
- Valencic, V., Djordjevic, S., Knez, N., Dahmane, R., Coh, M, Jurcic-Zlobec, B., Praprotnik, U., Simunic, B., Kersevan, K., Bednarik, J. y Gomina, N. (2000). Contractile properties of skeletal muscles detection by tensiomiographic measurement method. *2000 Pre-Olympic Congress, Brisbane, Australia*, Abstract 507.
- Valencic, V., Knez, N. y Simunic, B. (2001). Tenziomiography: Detection of skeletal muscle responce by Means of radial muscle belly displacement. *Biomedical Engineering*, 1: 1-10.

- Van Geest, A.J; Neumann, H.A.M. P; Hatch, K. L; Wigger-Alberti, W (2003). In Elsner. *Textiles and the skin*: 98-107. Basel; New York: Karger.
  
- Varela, A. Boullosa, D. Esteve, J. (2011). Effects of gradual-elastic compression stockings on running economy, kinematics and performance in runners. *J Strength Cond Res* 10: 2902-2910
  
- Verkhoshansky, Y. (2002). Teoría y metodología del entrenamiento deportivo. Barcelona: Paidotribo.
  
- Vilarroya, A; Marco, MC; Moros, T. (1997). Electromiografía cinesiología. *Rehabilitación*. 31:230-6.
  
- Weyand, PG; Lin, JE; Bundle, MW (2006). Sprint performance-duration relationships are set by the fractional duration of external force application. *Am J Physiol* . 290:R758-R765.
  
- Zintl, F. (1991). Entrenamiento de la resistencia. Martínez Roca, Barcelona.



# **ANEXOS**

---



## **ANEXOS**

### **GLOSARIO DE ABREVIATURAS**

A continuación se desarrollan los apartados que sirven de marco teórico del estudio realizado. Aunque a lo largo del texto se aclaran las abreviaturas utilizadas conforme aparecen nuevos términos, aportamos un glosario de los más utilizados para facilitar una consulta rápida durante la lectura.

- aEMG : Amplitud eléctrica

- ALG : Algómetro

- bLA : Lactato en sangre

- BF: Bíceps femoral

- Cap / Pot Lác: Capacidad y Potencia láctica

- CK: Creatin kinasa

- cm: centímetros

- CM/SM: Grupo con medias/Grupos sin medias.

- CMJ: *Countermovement Jump*, salto con contramovimiento

- DM: Deformación del vientre muscular
- DJ: *Drop Jump*, salto desde una altura al suelo
- DT: Desviación típica
- EMG: Electromiografía
- FC: Frecuencia Cardíaca
- FMI: Fuerza máxima isométrica
- FCmax (ppm): Frecuencia Cardíaca Máxima (pulsaciones por minuto)
- GAM: Gastronemio
- GEM: Gemelo
- GE: Gemelo externo
- GI: Gemelo interno
- Hb: Hemoglobina
- HbO<sub>2</sub>: Oxihemoglobina

- IMC ( $\text{kg}/\text{m}^2$ ): Índice de masa corporal (kilogramos/estatura en metros elevado al cuadrado)
- KCLM: enzima kinasa de las cadenas ligeras de misiona
- km: kilómetros
- km/h : Kilómetros por hora
- L/min: Litros por minuto (*consumo de oxígeno en*)
- LT: Lactate Threshold, Umbral láctico (*asociado a "primer umbral fisiológico"*)
- LTP: Lactate Turn Point, Umbral de acumulación del lactato (*asociado a "segundo umbral fisiológico"*)
- >LTP: Asociado a una intensidad por encima del umbral "LTP"
- m: metros
- M: Media (análisis estadístico)
- MEGC: Medias elásticas de compresión gradual.
- Med\_D: Medias durante el esfuerzo

- Med\_R: Medias durante la recuperación
- Med\_DyR: Medias durante el esfuerzo y en la recuperación
- min: minutos
- ml: metros lisos
- MLSS (maximal Lactate Steady State)
- ml·kg·min<sup>-1</sup>: Mililitros por kilogramo de peso corporal por minutos
- ml·kg·km<sup>-1</sup>: Mililitros por kilogramos por kilómetros. (Economía de carrera)
- mm: milímetros
- mmHg: milímetros de mercurio
- Mmol/L: milimoles por litro (*concentración de lactato en*)
- MUAL: potencial motor de la acción de la unidad
- m·s<sup>-1</sup>: Metros por segundos
- P\_M: Perímetro máximo
- PAM: Potencia Aeróbica Máxima

- Pmax: Potencia máxima
- PUM: Potencial de acción de unidades motoras
- Pot. Lac: Potencia láctica.
- Pot. Salto: Potencia de salto
- Reps c/u: Repeticiones por cada unidad
- R': recuperación
- RER: Tasa de intercambio respiratorio
- RF: Recto femoral
- RJ: *Repeated Jumps* o *Rebound Jumps*, saltos con rebotes
- RPE: Percepción subjetiva de esfuerzo (*Rating of Perceived Exertion*)
- s: segundos
- SENIAM: Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscles
- SJ: *Squat Jump*, salto en posición de ½ sentadilla
- SLS: *Stride Length / Speed* , amplitud de zancada / velocidad

- sEMG: Electromiografía superficial
- SOL: Soleo
- SUPRAUAN: Supraumbral (*asociada a una intensidad superior al Umbral anaeróbico*)
- StO<sub>2</sub>: Saturación del oxígeno
- TC: Tiempo de contracción muscular
- Tcontacto: Tiempo de contacto
- TD: Tiempo de reacción de la contracción muscular
- TE: Tamaño del efecto
- TE “g”: Tamaño del efecto grande
- TE “m”: Tamaño del efecto mediano
- TE “p”: Tamaño del efecto pequeño
- MCV: Máxima contracción voluntaria
- TMG: Tensiomiografía

- TR: Tiempo de relajación
- TS: Tiempo que se mantiene la contracción
- $t^{\circ}$ \_piel: Temperatura de la piel
- UAE: Umbral aeróbico
- UAN: Umbral Anaeróbico
- $\mu$ V: Microvoltios
- V: velocidad (*correspondiente o asociada a*)
- VAS: Escala analógica visual
- VAL: Vasto lateral
- VAM ( $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ ): Velocidad aeróbica máxima (kilómetros por hora)
- VAM: Vasto medial
- $\text{VCO}_2$ : Consumo del dióxido de carbono
- Vinicial: Velocidad inicial
- VE: Ventilación

- $\text{VO}_2$ : Consumo de Oxígeno
- $\text{VO}_2\text{max}$ : Consumo máximo de oxígeno
- VT: *Ventilatory Threshold*, Umbral Ventilatorio (*asociada a "primer umbral fisiológico"*)
- VT1: Primer umbral ventilatorio
- VT2: Segundo umbral ventilatorio
- $v\text{VO}_2\text{max}$ : velocidad mínima que solicita el  $\text{VO}_2\text{max}$ , equivalente a la VAM
- $W_{\text{total}}$ : Trabajo total
- $^\circ\cdot\text{sg}^{-1}$ : Grados por segundos
- 15sJumps: 15 segundos de saltos, asociado a RJ
- 1h post: 1 hora después del entrenamiento.

## **Autorización para la publicación de imágenes**

*Con el fin de usar las imágenes y vídeos de los sujetos evaluados durante la presente tesis doctoral y dado que el derecho a la propia imagen está reconocido al **artículo 18. de la Constitución** y regulado por la **Ley 1/1982, de 5 de mayo**, sobre el derecho al honor, a la intimidad personal y familiar y a la propia imagen y la **Ley 15/1999, de 13 de Diciembre**, sobre la Protección de Datos de Carácter Personal.*

*La dirección de la tesis doctoral pide el consentimiento a los sujetos evaluados para poder usar las imágenes y vídeos con fines pedagógicos.*

-----

*Don/Doña JOSE ANTONIO MARTINEZ COBOS  
con DNI 13171761 X autorizo la Universidad Europea de Madrid a un **uso pedagógico** de las imágenes y vídeos captadas durante las evaluaciones.*

*En Madrid a 10 de Junio de 2010*

**FIRMADO:**