

# PATRON Y NIVEL DE ACTIVACIÓN MUSCULAR EN UN NUEVO CICLOERGÓMETRO

Roberto Aguado-Jiménez<sup>1</sup>, Miriam González-Izal<sup>1</sup>, Jon Navarro<sup>1</sup>, Esteban Gorostiaga<sup>1</sup>, Mikel Izquierdo<sup>1</sup>

Centro de Estudios, Investigación y Medicina del Deporte del Gobierno de Navarra<sup>1</sup>

## INTRODUCCIÓN

La empresa Goicontini SL, ha diseñado un prototipo de cicloergómetro, que en comparación del diseño convencional, modifica la posición del eje de pedaleo, así como la longitud de la biela. En lo que refiere a la posición del eje de pedaleo, encontramos en las bicicletas convencionales que su posición es entre 240 y 260 mm por delante de la vertical del asiento y que la biela tiene un tamaño no superior a 200mm. En lo que refiere al prototipo analizado, la posición del eje de pedaleo se sitúa entre 185 y 200mm por detrás de la vertical del asiento, siendo la longitud de sus bielas de 300mm.

El diseño de este ergómetro suponía que una ubicación posterior del eje de pedaleo, así como una mayor longitud de biela, podría acercar el patrón de movimiento al ejecutado durante la carrera y por tanto asemejarse a ésta. Si este patrón se confirmase, se plantearía su utilización como sustitución de la carrera en aquellos casos en los que se desaconseja el impacto provocado por la zancada.

## METODOS

Para llevar a cabo la comprobación de los supuestos planteados por el diseñador, se diseñó un estudio de comparación del prototipo de cicloergómetro, con otro cicloergómetro convencional, al tiempo que ambos eran comparados con la actividad desarrollada en un tapiz rodante. Para poder comparar los efectos de los tres ergómetros en los sujetos, se determinó igualar el trabajo realizado en cada uno de ellos a  $2,4 \text{ w} \cdot \text{kg}^{-1}$  de masa corporal. Para el caso de los cicloergómetros, la carga de trabajo fue controlada mediante la instalación de un plato instrumentalizado modelo SRM, el cual conectado a un ordenador informaba en tiempo real del trabajo realizado. Respecto al cálculo del trabajo realizado en el tapiz rodante, éste fue determinado mediante el cálculo del trabajo vertical realizado:

Trabajo = [Peso (kg) \* Fuerza Gravedad ( $\text{m} \cdot \text{s}^{-2}$ ) \* Velocidad ( $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ ) \* Inclinación (%)]

El trabajo realizado en el tapiz rodante fue llevado a cabo a dos velocidades diferentes a fin de comprobar si existía similitud de alguna de ellas con el pedaleo en el prototipo.

## **Estudio de Validación**

Previamente se llevó a cabo un test de repetitibilidad y validez del sistema de resistencia que el prototipo había incorporado para el control de la carga, mediante un sistema de 8 imanes. Este estudio se llevó a cabo en dos fases, una de validación mecánica y otra de validación humana.

Validación Mecánica. A través de un motor de 1200 vatios se adaptó un engranaje supletorio junto al eje de la rueda metálica posterior. Mediante una cadena convencional se engranó éste al plato secundario de pedaleo del sistema SRM. De esta forma se pudieron realizar un amplio número de repeticiones en las que se hizo girar el plato de pedaleo entre 20 y 150 rpm a fin de determinar si existían diferencias en un mismo día tras varias repeticiones, así como entre varios días diferentes.

Validación Humana. Mediante la participación de 4 sujetos, se analizaron los efectos que las diferentes resistencias de que disponía el prototipo, tenían sobre el registro de potencia de trabajo registrada mediante el software de SRM a diferentes cadencias, a fin de comprobar si existían diferencias entre los diferentes resultados de los diferentes sujetos.

## **Sujetos**

Para el presente estudio un total de 9 sujetos (7 hombres y 2 mujeres;  $72 \pm 10$  kg peso corporal;  $29 \pm 3$  años), de diferente condición física, voluntarios, y previamente informados sobre el protocolo a desarrollar, así como de las posibles consecuencias y riesgos que podría conllevar la realización de los test propuestos, participaron del estudio.

## **Protocolo**

El estudio consistió en la realización de 4 test de 3 minutos, llevados a cabo en cada uno de los ergómetros seleccionados: Pedaleo en el prototipo de cicloergómetro a 50 rpm (PCE), pedaleo en el cicloergómetro convencional a 50 rpm (SRM), carrera a  $7 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$  en tapiz rodante con una inclinación del 12,5% (7km), y carrera a  $17 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$  en tapiz rodante con una inclinación del 5% (17km) . El orden de estos test fue randomizado a fin de evitar cualquier posible efecto de uno sobre los otros.

Previamente al inicio de los test, los sujetos realizaron un calentamiento a 100 vatios en cicloergómetro convencional a cadencia libre durante 10 minutos.

## **Variables**

Con la finalidad de establecer similitudes y diferencias entre los protocolos descritos, se analizaron diferentes variables durante la ejecución de cada uno de ellos:

Carga de Trabajo: Determinada a partir de una carga constante de  $2,4 \text{ w} \cdot \text{kg}^{-1}$  de masa corporal.

Frecuencia Cardíaca (HR): Registrada durante la totalidad de cada uno de los test, fue analizada cada 15 segundos mediante cardiofrecuenciómetro (Polar®. Finlandia)

Señales electromiográficas (EMG): Fueron registradas entre el minuto 2:00 y el 2:30 con una frecuencia de 1 kHz. Los músculos registrados fueron en todos los casos los de la pierna derecha: Vasto Lateral (VL), Recto Femoral (RF) Psoas Iliaco (PS), Vasto Interno (VM), Gluteo Mayor (GM), Semimembranoso (SM), Gastromemio (G) y Soleo (S). Mediante el análisis de la electromiografía se determinó el voltaje de activación media (MAV) de cada músculo. Este valor fue calculado a partir de la integrada EMG/Tiempo en cada una de las contracciones y se representa como porcentaje del valor máximo alcanzado en una contracción isométrica máxima (flexión o extensión de rodilla). También se determinó la pendiente de EMG (RER) en los 75 ms iniciales, calculada como el incremento de  $\Delta\text{EMG}/\Delta\text{Tiempo}$ , y se representa también como porcentaje de la MAV en una contracción isométrica máxima. Por último se analizó la mediana de la frecuencia de activación (MDF) calculada como la frecuencia de activación muscular más repetida en cada una de las contracciones.

Patrón de contracción muscular: Éste fue analizado para todos los protocolos, a fin de determinar el orden en que se contraen cada uno de los músculos analizados en cada uno de los test realizados.

Frecuencia de Movimiento: Contracciones por minuto de cada uno de los músculos analizados

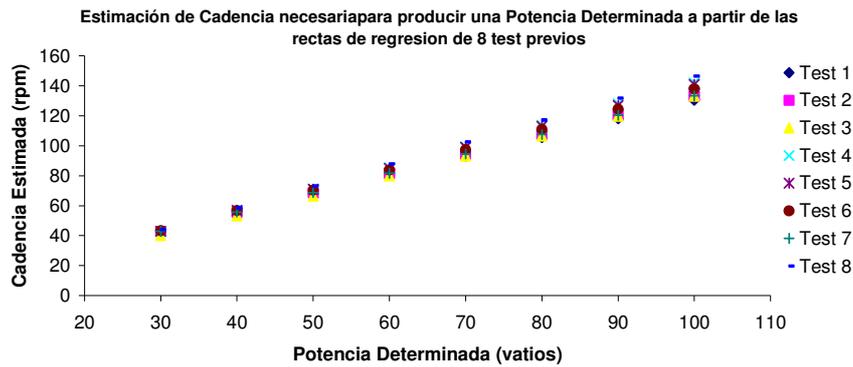
Duración Media de la Contracción: Promedio del tiempo que se mantiene contraído cada uno de los músculos analizados durante el test.

Rango de Movimiento: Analizado a partir de la angulación existente en las articulaciones de la cadera y la rodilla entre una flexión y una extensión máxima requerida en cada ergómetro. Este análisis fue llevado a cabo exclusivamente en los dos cicloergómetros.

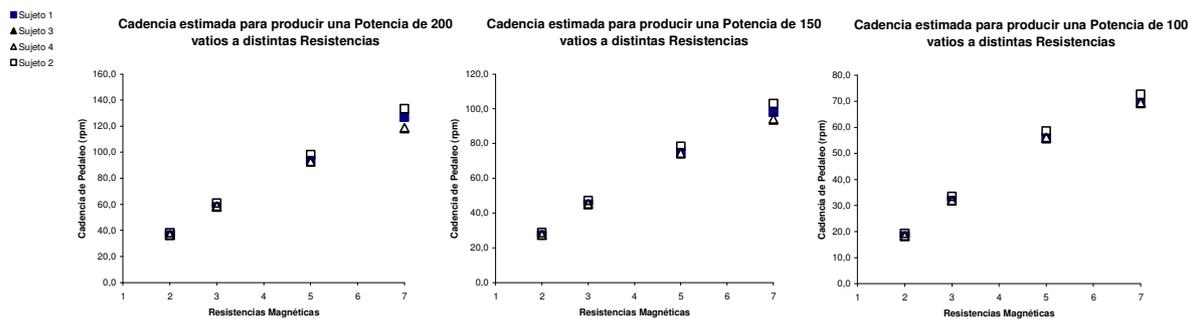
## **RESULTADOS**

### **Estudio de Validación**

Validación Mecánica. Para la validación del ergómetro se realizaron 8 test de medición cadencia-potencia, cada uno de ellos de forma incremental con una resistencia magnética de 7 (mínima resistencia). A partir de cada uno de los test se determinó la recta de regresión que relacionaba a ambos parámetros, siendo la media del cociente de correlación  $R=0,99\pm 0,1$ . Conocida la recta de regresión se calcularon los valores teóricos de cadencia para obtener potencias de 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90 y 100 w según cada uno de los test previamente realizados, obteniendo unos resultados de  $43\pm 1$ ,  $56\pm 2$ ,  $70\pm 2$ ,  $83\pm 3$ ,  $97\pm 3$ ,  $110\pm 4$ ,  $124\pm 5$  y  $137\pm 6$  rpm respectivamente



**Validación Humana.** La recta de regresión obtenida a partir de los valores de cadencia-potencia, calculados en las diferentes posiciones de las resistencias magnéticas del PCE han mostrado un coeficiente de correlación medio de  $R=0,94\pm 0,4$ . Las cadencias estimadas a partir de estas rectas de regresión, para determinar potencias de trabajo fueron calculadas con resistencias 7, 5, 3 y 2 (de mayor a menor distancia de los imanes a la rueda siendo para 100 w ( $71,1\pm 2$ ;  $57,4\pm 2$ ;  $32,7\pm 1$ ;  $18,8\pm 1$  rpm respectivamente), para 150 w ( $98,6\pm 6$ ;  $76,5\pm 3$ ;  $46,3\pm 1$ ;  $28,1\pm 1$  rpm respectivamente) y para 200 w ( $126,1\pm 10$ ;  $95,6\pm 4$ ;  $59,8\pm 2$ ;  $37,4\pm 1$  rpm respectivamente)

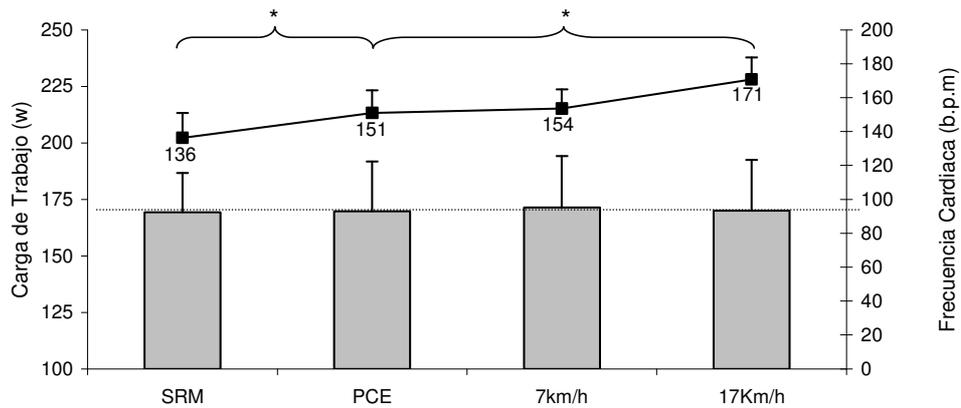


## Mediciones durante el Protocolo

**Carga de Trabajo:** CT en PCE ( $170\pm 22$ w) no fue diferente de SRM ( $169\pm 17$ w), ni fue diferente de 7Km ( $171\pm 23$ w) ni de 17Km ( $170\pm 23$ w).

**Frecuencia Cardiaca:** HR en PCE ( $151\pm 13$ bpm) fue mayor que en SRM ( $136\pm 15$ bpm) ( $p<0.05$ ) y menor que en 17Km ( $170\pm 23$ w) ( $p<0.05$ ), aunque no se mostró diferente a la obtenida en 7Km ( $154\pm 11$ bpm).

### Carga de trabajo en diferentes ergómetros 2,4 w·kg<sup>-1</sup>

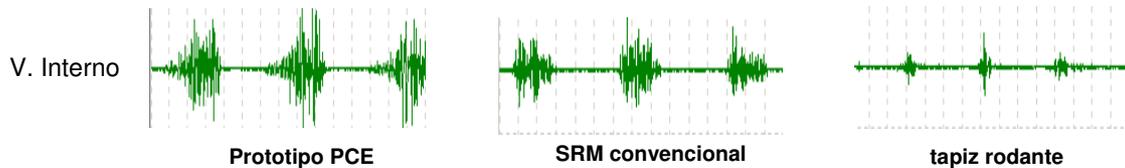


Evolución de la Frecuencia Cardíaca medida en PCE, SRM, 17KM y 7Km en un test de igual carga de trabajo (2,4 w·kg<sup>-1</sup> de masa corporal)

(\*) Frecuencia cardíaca Diferente de PCE (p<0.05)

### Señales electromiográficas (EMG):

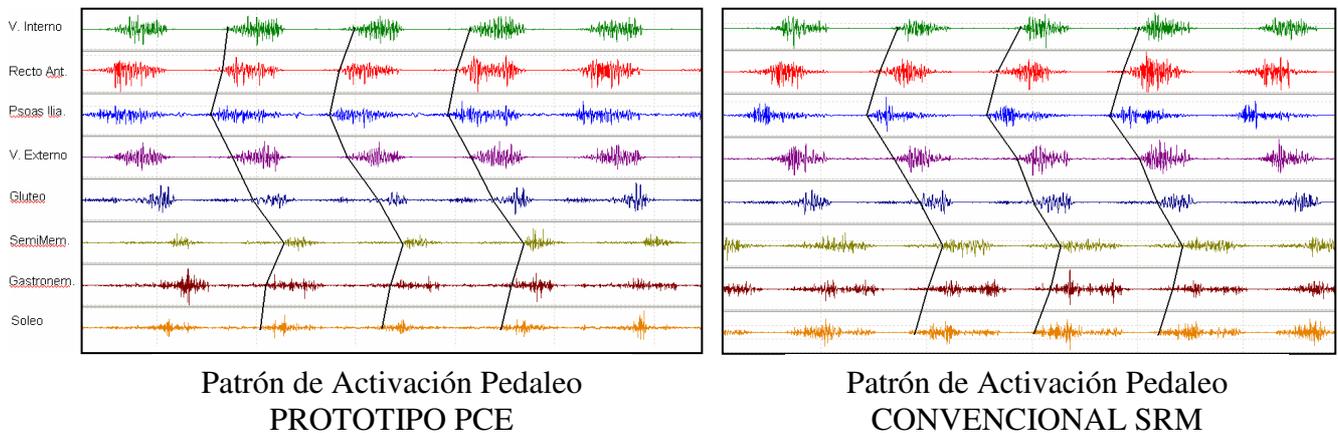
**MAV:** En la musculatura extensora de la rodilla y flexora de la cadera en PCE fue 45% mayor que en SRM (p<0.05) y un 49% mayor que en 7Km, aunque en la musculatura flexora plantar en PCE fue un 106% menor que en SRM y un 307% menor que en 17Km



**RER:** En la musculatura flexora plantar fue un 34% menor que en SRM (p<0.05) y un 290% que en 17Km, siendo en PCE un 126% menor en la musculatura extensora de la rodilla y flexora de la cadera.

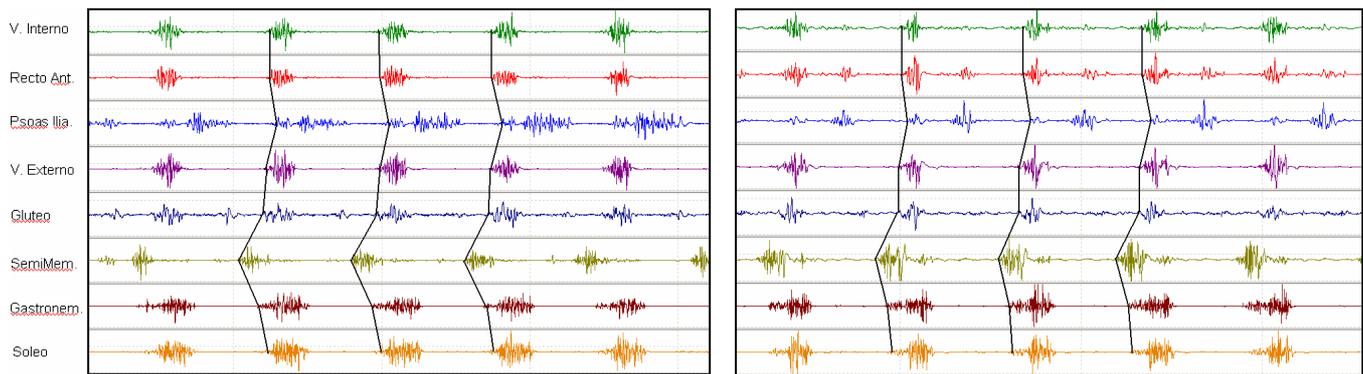
**MDF:** No se observaron diferencias entre test.

**Patrón de contracción muscular:** No se encontraron diferencias entre SRM y PCE, aunque ambos fueron diferentes de los patrones descritos en ambos test de carrera.



Patrón de Activación Pedaleo  
PROTOTIPO PCE

Patrón de Activación Pedaleo  
CONVENCIONAL SRM



Patrón de Activación Carrera  
7km/h 12,5% Inclinación

Patrón de Activación Carrera  
17km/h 5% Inclinación

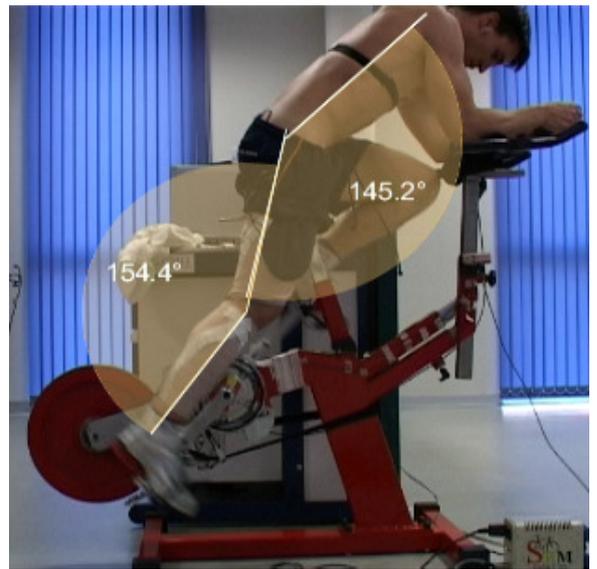
**Frecuencia de Movimiento:** Analizada en el VL en SRM, PCE, 7km and 17km, fue de  $49 \pm 0,9$ ;  $49 \pm 0,8$ ;  $76,2 \pm 2,9$ ; y  $89,6 \pm 4,6$  contracciones por minuto respectivamente.

**Duración Media de la Contracción:** Medida en los músculos extensores de la rodilla se observa que en PCE fue mayor que en SRM in RF, PI y VL ( $34,7 \pm 5,6$ ;  $44,1 \pm 1,0$ ;  $25,6 \pm 4,4$  vs  $27,1 \pm 1,8$ ;  $35,9 \pm 1,4$ ;  $24 \pm 3,2$  s $\cdot$ min $^{-1}$ ) ( $p < 0,05$ ), estos valores fueron mayores que los obtenidos durante los protocolos de carrera en todos los músculos ( $p < 0,05$ )

**Rango de Movimiento:** Medido en la articulación de la rodilla, encontramos que en PEC fue de  $111^\circ$  ( $44^\circ$ - $155^\circ$ ) mientras que en SRM fue de  $51^\circ$  ( $84^\circ$ - $135^\circ$ ). Medido en la articulación de la cadera encontramos que en PEC fue de  $83^\circ$  ( $62^\circ$ - $145^\circ$ ) mientras que en SRM fue de  $41^\circ$  ( $65^\circ$ - $104^\circ$ )



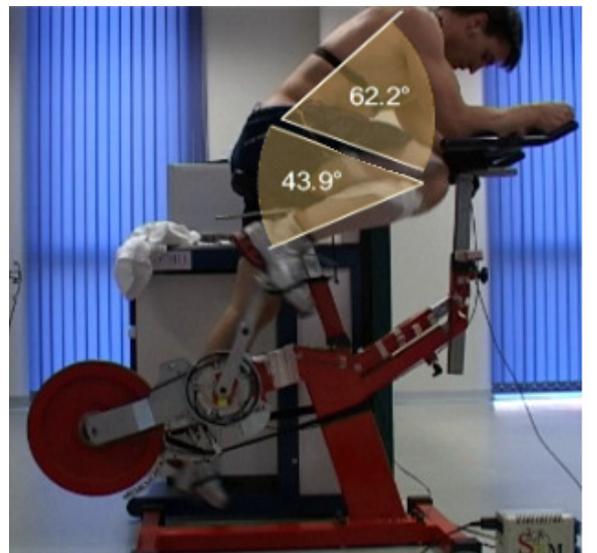
CONVENCIONAL SRM Maxima extensión de cadera (104,0°) y rodilla (134,9°)



PROTOTIPO PCE Maxima extensión de cadera (145,2°) y rodilla (154,4°)



CONVENCIONAL SRM Maxima flexión de cadera (65,5°) y rodilla (83,7°)



PROTOTIPO PCE Maxima flexión de cadera (62,2°) y rodilla (43,9°)

## **CONCLUSIONES**

Una misma carga de trabajo ejercitada en PCE y 7km producen similar frecuencia cardíaca mientras que esta intensidad en SRM produce un ritmo cardíaco más bajo y más alto en 17km. El ritmo cardíaco más alto en PCE comparado a SRM podría ser debido a la mayor duración de la contracción en los músculos extensores de la rodilla posiblemente producidos por un mayor rango de movimiento como consecuencia de atrasar el eje de pedaleo y agrandar la longitud de la biela.

Este estudio demuestra que pedalear en PCE produce una activación de los músculos extensores de la rodilla y del flexor de la cadera similar que el correr a  $17\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ , y una activación más alta que pedalear en un cicloergómetro convencional. Sin embargo, la activación de los músculos flexores plantares del tobillo pedaleando en PCE era más baja que pedaleando en un cicloergómetro convencional o durante la carrera a alta velocidad. Las diversas respuestas observadas se podían explicar, en parte, por diferencias en la activación muscular.

Se plantea la posibilidad de estudiar el efecto del prototipo para los propósitos del entrenamiento y de la rehabilitación, debido a su alta activación muscular, incluso de aquellos músculos que resultan de difícil activación en un cicloergómetro convencional..

## **RECOMENDACIONES**

### **Estudio de Validación**

1. Analizados los resultados se plantea la posibilidad de cambiar el sistema de desplazamiento de los imanes, debido a que en ocasiones debe ser manipulado a fin de colocarlo en su posición correcta.

### **Análisis del Movimiento**

1. El amplio recorrido de musculatura de la pierna, provocado por la longitud de las bielas podría producir lesiones en la musculatura flexora de la cadera
2. Es posible que una biela de menor longitud produjera efectos similares.
3. Sería preciso diseñar una elevación de sillín que no redujera la distancia entre la vertical del asiento y el eje de pedaleo, a fin de que todos los usuarios pudieran disponer de unas características biomecánicas similares.