

## MEJORA LA BIOMECÁNICA EN EL SPRINT EN CICLISMO: SISTEMA BIELAS ROTOR® VS. SISTEMA TRADICIONAL

### BIOMECHANICAL IMPROVEMENT IN SPRINT CYCLING: ROTOR® CRANK SYSTEM VS. TRADITIONAL SYSTEM

#### RESUMEN

El propósito de este estudio fue examinar las diferencias entre el sistema de bielas Rotor® y el sistema tradicional (NOR) en la potencia, distancia recorrida y velocidad alcanzada durante un sprint de ciclismo. El sprint consistía en vencer desde el reposo la carga inercial del cicloergómetro Monark® (CI=8,72 Kgm<sup>2</sup>) acelerándola al máximo en 4 segundos. Reclutamos a 20 sujetos jóvenes, sanos y físicamente activos no ciclistas. Cada sujeto realizó dos días de test de familiarización previos a dos días de test experimental. Cada test (familiarización o experimental) consistía en 5 sprints de 4 segundos de duración con 2 minutos de recuperación activa entre ellos. En orden aleatorio, en uno de los días de test experimental se utilizaba NOR y en el otro Rotor® en 2 posiciones distintas. En una posición el eje de giro de las bielas se situó 7,75 mm por delante del eje de giro del plato, permitiendo así aumentar el par ejercido en la parte positiva de la pedalada (R+PAR). En otra ocasión el eje de bielas se situó 7,75 mm por detrás del eje del plato, reduciendo el par (R-PAR). Un encoder absoluto conectado a la rueda midió los grados incrementados en cada milisegundo del test y con estos datos se calculó la potencia. La diferencia entre el máximo y el mínimo valor de potencia en cada pedalada fue menor con R-PAR que con NOR y R+PAR. Con R-PAR se alcanzó una menor potencia instantánea máxima ( $P_i$  max) que con NOR y R+PAR, pero la potencia media en la revolución más potente ( $P_{rev}$  max) fue igual que NOR y ambas superiores a R+PAR. Con R+PAR se consigue alcanzar  $P_i$  y  $P_{rev}$  max en menor tiempo pero se reduce la velocidad final alcanzada en comparación a los otros sistemas. En conclusión, el sistema Rotor® colocado en R-PAR permite desarrollar una  $P_{rev}$  max y una velocidad máxima similar al sistema NOR en sujetos sin previa experiencia en ciclismo. Además Rotor® en R-PAR produce un efecto de suavizado en la aplicación de potencia en cada pedalada, pudiendo esto reducir la solicitación muscular durante sprints repetidos.

**Palabras clave:** Biomecánica de ciclismo. Potencia instantánea. Sistema de bielas. Par.

#### SUMMARY

The purpose of this study was to examine the differences between the new crank-set Rotor® and the traditional system (NOR) in power, distance traveled and velocity achieved during a all-out cycling sprint. Starting from rest subjects were asked to sprint to overcome in 4 seconds the Monark® cycloergometer's inertial load (IL = 8.72 Kgm<sup>2</sup>). We recruited 20 young, healthy and active males with no previous cycling experience. Each subject underwent two days of familiarization with the sprints prior to the two experimental days. For each test (familiarization or experimental) subjects pedaled for 5 sprints 4 seconds long with 2 minutes of active recovery in between. In one experimental session the crank system used was NOR and in the other was Rotor® in 2 different positions. In one position the crank-set axle was 7.75 mm ahead of the bottom bracket, allowing a higher torque during the positive phase of the pedal stroke (R+PAR). In the other position the crank-set axle was 7.75 mm behind the bottom bracket reducing the torque (R-PAR). An absolute encoder connected to the flywheel measured increments in angle each one millisecond and from that data pedaling power was calculated. The difference between the peak and lower value of power in each pedal stroke was lower with R-PAR than with NOR and R+PAR. R-PAR resulted in lower maximal instantaneous power ( $P_i$  max) than NOR and R+PAR, but the average power during the most powerful revolution ( $P_{rev}$  max) was similar to NOR and both higher than R+PAR. With R+PAR  $P_i$  and  $P_{rev}$  max are reached sooner but final velocity was lower than with the other two systems. In summary, Rotor® crank-system positioned on R-PAR is not different than the NOR on  $P_{rev}$  max and maximal velocity in non-cyclists subjects. Besides Rotor® positioned on R-PAR smoothes the delivery of power during each crank revolution which could reduce muscle power requirements during repeated sprints.

**Key words:** Biomechanics of cycling. Instantaneous power. Crank system. Torque.

Juan del Coso Garrigós  
Roberto Aguado Jiménez

Ricardo Mora Rodríguez

Departamento de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte. Universidad de Castilla La Mancha

#### CORRESPONDENCIA:

Juan del Coso Garrigós. Universidad de Castilla-La Mancha. Facultad de CCs. del Deporte. Campus Tecnológico Antigua Fábrica de Armas. Avda. Carlos III, s/n. 45071 Toledo

**Aceptado:** 06-10-2003 / Original nº 481

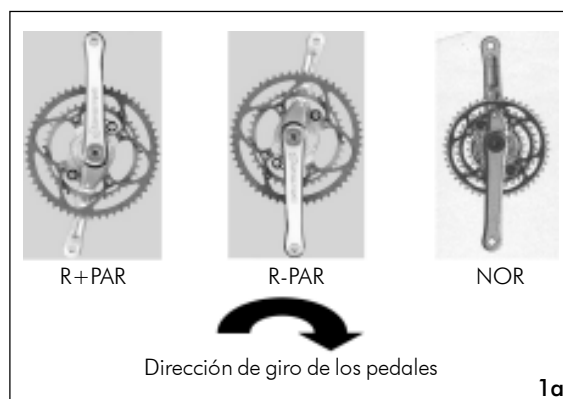
## INTRODUCCIÓN

En los últimos años se han modificado las bicicletas y equipamientos del ciclista con el fin de mejorar su rendimiento. La biomecánica del pedaleo se ha tratado de mejorar mediante sistemas de bielas o platos para obtener el máximo rendimiento mecánico en la fase positiva de la pedalada (extensión de la pierna). Por ejemplo, Hull, *et al.*<sup>1</sup> midieron las diferencias entre el pedaleo con un plato circular tradicional, el Biopace® (Shimano American) o platos elípticos (Eng 10 y Eng 90). Los resultados no mostraron diferencias en la frecuencia cardiaca, lactato sanguíneo, consumo de oxígeno o eficiencia de pedaleo entre la utilización de los sistemas. Otro estudio<sup>2</sup> utilizó un plato excéntrico que conseguía aumentar la distancia de la biela hasta el eje de giro de los platos durante la fase positiva de la pedalada (0° a 180°), reduciéndola en la fase de recobro (180° a 360°), modificando así el par. De nuevo no se encontraron diferencias en variables fisiológicas, aunque mejoró el rendimiento en la prueba de 1 kilómetro ( $P < 0,004$ ) en comparación al sistema tradicional. Otro estudio ha variado la proporción de tiempo de la fase positiva respecto del total de la pedalada a través de la variación de centro de giro de la bielas. Se han obteniendo mejoras en la potencia tanto instantánea como por pedalada cuando la fase positiva duraba el 58% del total de la pedalada<sup>3</sup>.

Con el sistema de bielas tradicional (NOR) las bielas se encuentran en oposición (180° una

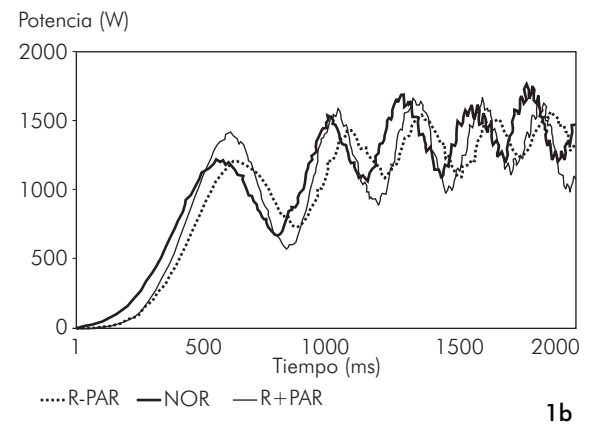
respecto de la otra) durante todo el ciclo de pedaleo. Esto provoca que cuando las bielas están perpendiculares al suelo, la mayoría de la fuerza aplicada por el ciclista en los pedales no se transforme en fuerza efectiva<sup>4-5</sup> y por tanto no contribuya al movimiento circular del plato<sup>6</sup>, existiendo un punto muerto. El mayor par se consigue cuando las bielas están paralelas al suelo, ya que toda la fuerza aplicada al pedal es efectiva, esto es, tangencial al arco de giro del pedal<sup>7</sup>. El sistema Rotor® evita los puntos muertos de la pedalada, ya que el ángulo entre ellas no es fijo a 180° durante la parte más alta del recorrido del pedal<sup>8-9</sup>. El Rotor® permite que antes que un pedal finalice su fase de empuje, el otro haya terminado el recobro y esté situado por delante de la perpendicular (18° en la versión utilizada), preparado para producir par (Figura 1 R-PAR). Esta característica de Rotor® podría ahorrar energía y reflejarse en las respuestas fisiológicas durante el pedaleo. Un estudio encontró con Rotor® reducciones de los valores de lactato y frecuencia cardiaca en ciclistas<sup>9</sup>, mientras que otro encontró aumentos de la eficiencia delta en sujetos no ciclistas, aunque sus lactatos y frecuencias cardiacas no variaban en comparación al sistema de bielas tradicional<sup>8</sup>.

El Rotor® además de evitar el punto muerto permite variar la distancia desde la aplicación de la fuerza hasta el eje de giro del plato, aspecto del que depende en gran medida la producción de potencia durante un sprint<sup>10</sup>. Creemos



**FIGURA 1a.-**  
Sistemas de bielas  
utilizados

**FIGURA 1b.-**  
Valores de potencia  
en relación al tiempo  
en un sujeto tipo



que esta característica del sistema Rotor® podría beneficiar el rendimiento en esfuerzos de corta duración como los sprints. Martín, *et al.*<sup>10</sup> midieron mejoras en la potencia instantánea y por pedalada cuando aumentaban el par a través de la utilización de bielas desde 120 mm hasta 220 mm. Encontraron que la mayor producción de potencia se daba cuando se utilizaban bielas en un rango de 145 a 170 mm. Las bielas de 195 mm a pesar de aumentar el par producido en la pedalada, disminuía la potencia pico debido a una menor velocidad del pedal.

En vista a la escasez de información realizamos este estudio para determinar si la potencia en un sprint se mejora con la variación del PAR que permite el sistema Rotor®. Utilizamos personas sanas y activas pero no ciclistas para evitar un sesgo positivo hacia el sistema tradicional al cual la mayoría de los ciclistas están habituados.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Reclutamos a 20 jóvenes (16 hombres y 4 mujeres), sanos, activos y sin experiencia previa en ciclismo. Los promedios de edad, peso corporal y altura fueron  $22,4 \pm 2,4$  años;  $72,9 \pm 12,1$  Kg;  $1,76 \pm 0,1$  m respectivamente. El volumen muscular de la pierna dominante fue de  $4,96 \pm 1,1$  litros, calculado con las ecuaciones de Jones<sup>11</sup>. Todos los sujetos firmaron una hoja de consentimiento para la realización de este estudio. El estudio respetó los principios éticos para las investigaciones médicas con seres humanos de la declaración de Helsinki (Asociación Médica Mundial).

Las mediciones de los sprints se realizaron en un ergómetro Monark® (Varberg, Suecia, modelo 818) fijado sólidamente al suelo y modificado con manillar y sillín ajustables, bielas de 170 mm, pedales automáticos y un plato de 60 dientes. El momento de inercia de la rueda del ergómetro Monark® ( $I = 0,95 \text{ Kg}\cdot\text{m}^2$ ) y la carga inercial a vencer ( $CI = 8,72 \text{ Kg}\cdot\text{m}^2$ ) han sido calculados basándonos en publicaciones pre-

vias de Martín<sup>12</sup>. Para la medición de potencia, un encoder absoluto (ASM, 2000 ppr Unterhaching, Alemania) estaba conectado a la rueda de la Monark a través de una correa dentada. Este encoder recoge una señal de posición cada  $0,18^\circ$  de avance de la rueda. Además, el sistema contaba con un reflector en el plato que devolvía la señal a un catadióptico al inicio del ciclo de empuje del pedal izquierdo, de manera que cada pedalada se pudiese analizar por separado. Los datos analógicos del catadióptico y del encoder se transformaron en digitales en una placa A/D (Imldl, España). Los datos son procesados por un software (LABVIEW®) que realiza cálculos, grafica los resultados y permite guardarlos en archivos Excel (Microsoft®) para su posterior análisis en este programa.

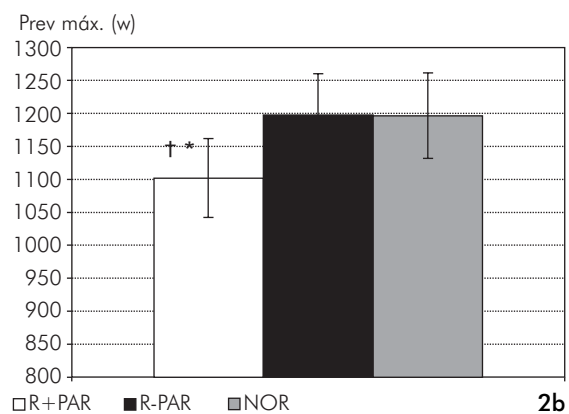
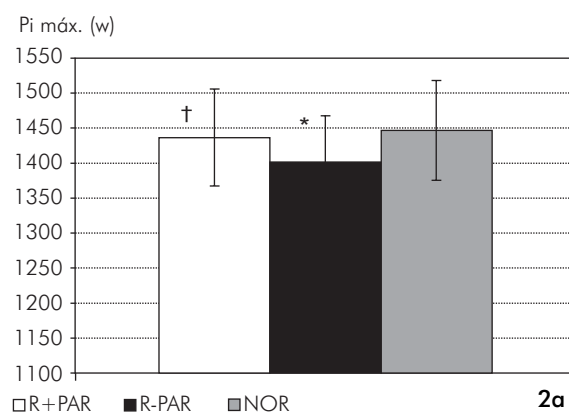
Por el número de señales que el encoder enviaba a la placa en cada milisegundo, y sabiendo que entre dos señales había un incremento de  $0,18^\circ$  ( $\Delta\theta$ ), se calculó la velocidad angular ( $\omega$ ) de la rueda en cada milisegundo ( $\omega = \Delta\theta/\Delta t$ ). La aceleración angular ( $\alpha$ ) se calculó derivando la  $\omega$  sobre el tiempo ( $\alpha = \Delta\omega/\Delta t$ ) y la potencia instantánea ( $P_i$ ), por la siguiente fórmula:  $P_i = \alpha \times \omega \times I$  siendo  $I$  el momento de inercia de la rueda de la Monark. Estas mismas variables instantáneas se calcularon por pedalada, realizando el promedio de los valores instantáneos durante los  $360^\circ$  de una pedalada completa. La velocidad angular ( $\omega$ ) en  $\text{rad}\cdot\text{s}^{-1}$  se convirtió a  $\text{Km}\cdot\text{h}^{-1}$  y el espacio recorrido se obtuvo multiplicando la velocidad en cada milisegundo por el tiempo. Por último, los kilovatios totales en el sprint se calcularon con la suma de potencias instantáneas durante los 4 segundos.

Tras un calentamiento estandarizado (5 min a 100 vatios y 100 revoluciones por minuto de cadencia), los sujetos procedían a realizar 5 sprints máximos de 4 segundos de duración contra la carga inercial. La recuperación entre las repeticiones era de 2 minutos pedaleando con 0,5 kilopondios de carga y a 80 rpm. La altura del sillín fue la misma para cada sujeto en todas las pruebas. Los sujetos fueron instruidos para que no levantaran los glúteos del

sillín en ninguna de las repeticiones. Los comandos de inicio y finalización del sprint eran siempre los mismos y a los sujetos se les animaba de manera estandarizada.

El sistema Rotor® tiene un eje pedalier excéntrico que permite separar el centro de giro del plato respecto del eje de giro de las bielas. Colocando la excentricidad máxima del eje pedalier en dirección a la parte delantera del cicloergómetro (R-PAR) se consigue retrasar el eje de giro de los pedales respecto del de los platos, haciendo que ambos no sean concéntricos. Esto hace que para un recorrido del pedal desde la vertical ( $0^\circ$ ) hasta la máxima extensión de la pierna ( $180^\circ$ ), los grados recorridos por el plato sean  $187,5^\circ$  ( $7,5^\circ$  más). Además, con esta colocación obtenemos el efecto de avance de una biela sobre otra de  $18^\circ$  (Figura 1 R-PAR). En contrapartida, la distancia desde la

aplicación de la fuerza en el pedal hasta el centro de giro del plato es  $7,75$  mm menor durante la fase positiva de la pedalada, lo que reduce el par que potencialmente se podría ejercer, equivaliendo a pedalear con una biela de  $162$  mm ( $170$  mm -  $7,75$  mm). Mientras en el recobro ( $180$ - $360^\circ$ ), la biela se alarga hasta los  $178$  mm ( $170$  mm +  $7,75$  mm). Colocando la máxima excentricidad de eje pedalier al contrario, se consigue un mayor par en la fase de empuje de la pedalada (R+PAR), puesto que la máxima longitud de la biela ( $178$  mm) se produce en esta fase. Desgraciadamente con esta colocación tenemos el efecto contrario en el avance de la biela y existe un momento en que ambas bielas están en la fase de recobro (Figura 1 R+PAR). En orden aleatorio, en uno de los días de test experimental se utilizaba NOR y el otro Rotor® en 2 posiciones (R+PAR y R-PAR), con un descanso de 30 minutos entre medidas.



**FIGURA 2a.-**  
Potencias instantáneas máximas (Pi máx.)  
**FIGURA 2b.-**  
Potencia promedio en la revolución más potente (Prev máx.)

Los datos son las medias  $\pm$  EEM para 20 sujetos. \*Diferente de NOR. †Diferente de R-PAR

Se realizó un análisis de varianza (ANOVA) de un factor (sistema de bielas) para cada una de las variables dependientes. Se calculó la F de la matriz fijando el nivel de la significancia en  $P < 0,05$ . A la F hallada se le aplicó la corrección de Greis-Hauss para la asunción de la esfericidad en los datos de medidas repetidas. Tras la consecución de una F significativa se realizó un análisis post-hoc de Tukey determinando con que sistema las variables eran significativamente diferentes. Se empleó el software SPSS (v10.0) para corroborar los resultados obtenidos en la prueba F. Los resultados se presentan como media  $\pm$  EEM (error estándar de la media).

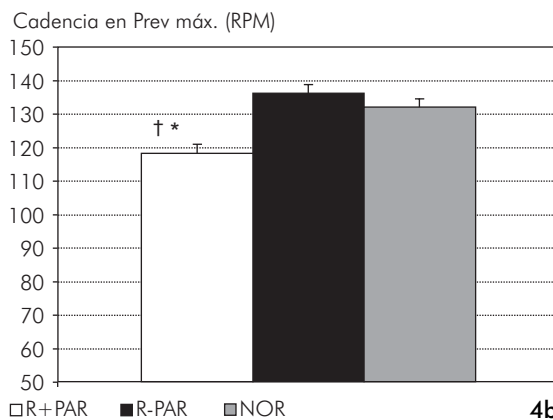
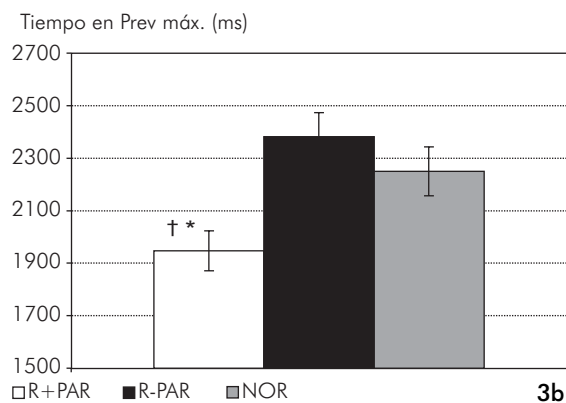
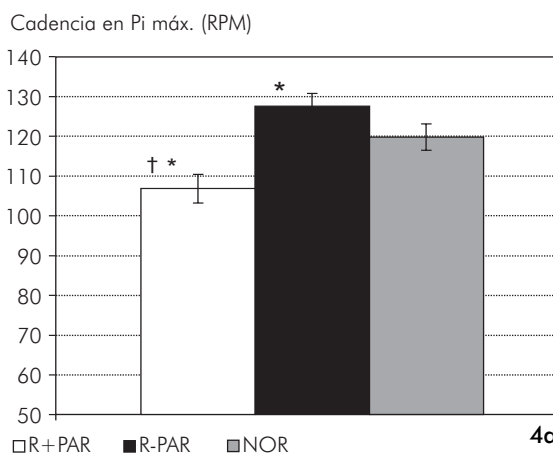
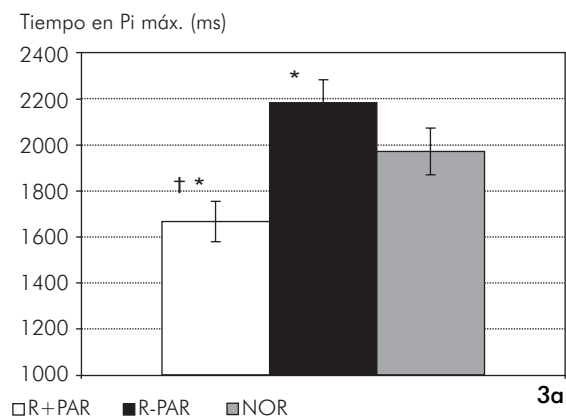
## RESULTADOS

La diferencia entre la potencia máxima y mínima en la pedalada de máxima potencia promedio ( $P_{rev\ max}$ ) fue menor con R-PAR que con NOR y ambos menores que con R+PAR ( $367 \pm 13$  vs.  $453 \pm 24$  vs.  $587 \pm 25$  W respectivamente;  $P < 0,05$ ). La  $P_i\ max$  con NOR y R+PAR fueron iguales y mayores que con R-PAR ( $1447 \pm 71$  vs.  $1436 \pm 69$  vs.  $1401 \pm 66$  W, respectivamente;  $P < 0,05$ ) (Figura 2a). La Prev max fue similar con R-PAR y NOR ( $1197 \pm 5,0$  y  $1196 \pm 5,0$  W

respectivamente) y mayor que con R+PAR (1101,8 ± 4,1 W, P<0,05) (Figura 2b). El tiempo en conseguir P<sub>rev</sub> max fue menor con R+PAR que con NOR o R-PAR (1,94 ± 0,7 vs. 2,24 ± 0,9 vs. 2,38 ± 0,9 s respectivamente, P<0,05) (Figura 3b) y también el tiempo en conseguir la P<sub>i</sub> max, (1,66 ± 0,8 vs. 1,97 ± 0,1 vs. 2,13 ± 0,1 s, respectivamente; P<0,05) (Figura 3a). Con R+PAR se obtuvo P<sub>i</sub> max a menor cadencia de pedaleo seguido de NOR y R-PAR (107 ± 3,6 vs. 120 ± 3,3 vs. 127 ± 3,2 RPM, respectivamente, P<0,05) (Figura 4a) y también la cadencia en P<sub>rev</sub> max fue menor (117 ± 2,7 vs. 132 ± 2,5 vs. 136 ± 2,6 RPM, respectivamente P<0,05) (Figura 4b). En los metros recorridos en 4 segundos no se encontraron diferencias entre la utilización de los sistemas (Figura 5a). Los vatios totales en el sprint fueron mayores con R-PAR y NOR que con R+PAR (3565 ± 180 vs. 3545 ± 181 vs. 3179 ± 142 W, respectivamen-

te, P<0,05) (Figura 5b). La velocidad máxima alcanzada durante el sprint fue mayor con NOR y R-PAR que con R+PAR ( 78 ± 2 vs. 79 ± 2 vs. 74 ± 2 Km h<sup>-1</sup>, respectivamente, P<0,05).

La repetibilidad de P<sub>i</sub> max en cada prueba experimental tuvo coeficientes de variación menores de 4% (3,02 ± 1,04 % n=20). Estos CV son similares a los encontrados por Martín, *et al.*<sup>12</sup> cuando validaron este sistema de medición. En cuanto al aprendizaje, cada sujeto realizó dos días test de familiarización con los sprints (uno con NOR y otro con Rotor®), ya que al no ser ciclistas experimentados necesitan un aprendizaje previo para obtener valores máximos y estables<sup>13</sup>. Se observa una mejora en la P<sub>i</sub> max al comparar los sprints del primer día de familiarización respecto del segundo (1335 ±



Los datos son las medias ± EEM para 20 sujetos. \*Diferente de NOR. †Diferente de R-PAR

Los datos son las medias ± EEM para 20 sujetos. \*Diferente de NOR. †Diferente de R-PAR

FIGURA 3a.- Tiempo en conseguir P<sub>i</sub> max  
FIGURA 3b.- Tiempo obtener P<sub>rev</sub> max

FIGURA 4a.- Cadencias en RPM conseguidas en P<sub>i</sub> max  
FIGURA 4b.- Cadencias conseguidas en P<sub>rev</sub> max

61 vs.  $1416 \pm 71$  W, respectivamente  $P < 0,05$ ). Sin embargo, no se encuentran diferencias entre el promedio de  $P_i$  max del tercer y cuarto día (días de test experimental) respecto del segundo ( $1428 \pm 69$  vs.  $1416 \pm 71$  W, respectivamente). Esto indica que nuestros resultados obtenidos al comparar los sistemas de bielas no se deben a un efecto de aprendizaje en la tarea de sprintar.

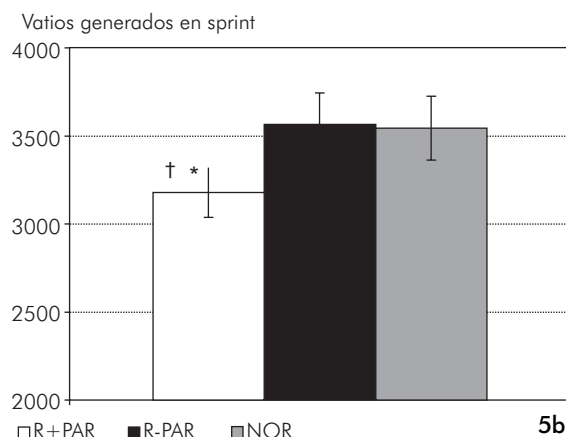
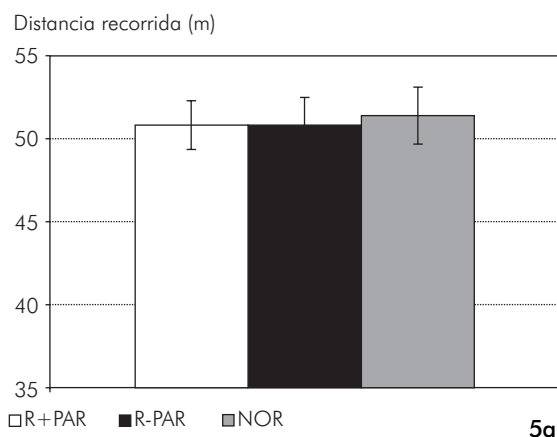
## DISCUSIÓN

El principal hallazgo es que Rotor® colocado en la posición de R-PAR ( $18^\circ$  de avance y 4,5% menos de par potencial) suaviza la dinámica de la producción de potencia en el pedaleo respecto del sistema tradicional (NOR). La diferencia entre la potencia "pico" en la fase de empuje y la potencia "valle" en la fase de recobro de la

pedalada de mayor potencia ( $P_{rev}$  max) es 19% menor que con NOR, haciendo que la producción de potencia durante el sprint sea más continua. Con R-PAR se obtiene una  $P_i$  max menor, y sin embargo la  $P_{rev}$  max es igual a NOR, lo que confirma menores descensos de potencia cuando los pedales se acercan a la vertical con el suelo (punto muerto). Con R+PAR sucede lo contrario que con R-PAR, ya que a pesar de conseguir una  $P_i$  max elevada, la  $P_{rev}$  max es menor, debido a las fases donde las dos bielas están en recobro (Figura 1-R+PAR). Con el sistema Rotor® colocado en la posición R+PAR se logra conseguir la  $P_i$  max y  $P_{rev}$  max en menos tiempo que con R-PAR o NOR. Esto podría ofrecer una ventaja en pruebas de muy corta duración (2 segundos o 25 metros), pero no se materializa para sprints de 4 segundos por la mala biomecánica de pedaleo de R+PAR en cadencias altas, lo que lleva a que la distancia recorrida por los 3 sistemas sea igual (Figura 5a). En contraste, R-PAR es el sistema más lento en conseguir  $P_i$  max, pero consigue compensar esta deficiencia con potencias promedio por revolución más altas en las pedaladas finales (Figura 1b).

La velocidad en el instante de conseguir la  $P_i$  max es menor con R+PAR que con los otros dos sistemas, resultados similares a los obtenidos por Martin, *et al.* al aumentar el par utilizando bielas mayores de 170 mm<sup>10</sup>. Esto implica que con R+PAR se consiguen los valores de  $P_i$  max con aceleraciones más altas que con NOR, ya que  $P_i$  max (producto de la velocidad y aceleración angular) fue igual con ambos sistemas. Una mayor aceleración implica la necesidad de un mayor momento de fuerza ( $M=I \times \alpha$ ), y por tanto, una mayor sollicitación muscular para conseguir la misma potencia. Por tanto, con R+PAR, conseguir la misma potencia que con NOR implicará más producción de fuerza que con NOR y R-PAR donde se obtiene  $P_{rev}$  max con menor aceleración, y por tanto con menores implicaciones de fuerza muscular.

La sumatoria de los vatios generados por los participantes durante los 4 segundos de sprint nos indica el trabajo total realizado. Aparente-



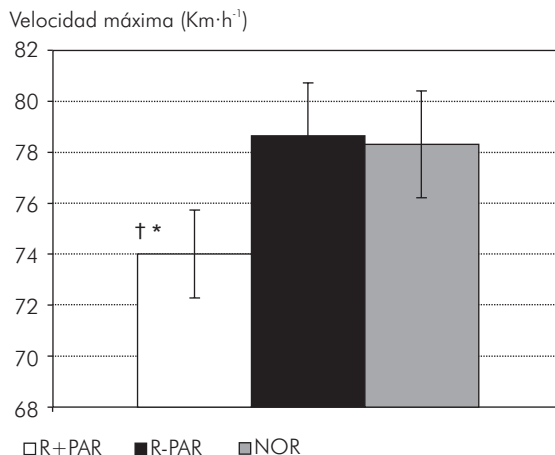
**FIGURA 5a.-**  
Espacio recorrido  
en 4 segundos  
**FIGURA 5b.-**  
Vatios generados  
por el sujeto  
durante el sprint

Los datos son las medias  $\pm$  EEM para 20 sujetos. \*Diferente de NOR. †Diferente de R-PAR

mente el sistema R+PAR es más eficiente que NOR y R-PAR, ya que nos permite recorrer la misma distancia en 4 segundos con un menor trabajo. Sin embargo, la Figura 6 sugiere que la menor producción de trabajo por R+PAR es debida a una menor velocidad máxima al final del sprint. Hemos realizado un estudio paralelo (n=3) en el que comprobamos que cuando los sprints son de una duración mayor a 4 segundos (5 o 6 segundos), la distancia recorrida por el sistema R+PAR es menor que la recorrida por los otros dos sistemas (Tabla 1). Esta menor distancia recorrida se explica por la mala eficiencia mecánica en el pedaleo de R+PAR en altas cadencias hacia el final del sprint. En conclusión, Rotor®, colocado en una posición de mayor avance (R-PAR), suaviza la producción de potencia sin reducir la potencia por pedalada ( $P_{rev \text{ max}}$ ).

**AGRADECIMIENTOS**

Agradecemos la colaboración desinteresada a los 20 participantes de este estudio alumnos de la Universidad de Castilla-La Mancha. Juan del Coso Garrigós es becario pre-doctoral de la Consejería de Ciencia y Tecnología de la Junta de Comunidades de Castilla-La Mancha (subvencionada por el Fondo Social Europeo).



**FIGURA 6.-** Velocidades máximas conseguidas con los 3 sistemas

Los datos son las medias ± EEM para 20 sujetos. \*Diferente de NOR. †Diferente de R-PAR

	Metros recorridos		
	4 seg	5 seg	6 seg
NOR	50,9±4	72,4±5	95,3±6
R-PAR	50,5±3	72,1±3	95,2±4
R+PAR	50,1±3	70,6±4 †*	92,0±6 †*

**TABLA 1.-** Diferencias en los metros recorridos con los 3 sistemas en sprints de 4, 5 y 6 segundos

Los datos son las medias ± EEM para 20 sujetos. \*Diferente de NOR. †Diferente de R-PAR

Agradecemos a Rotor® System todo el material facilitado y al ingeniero Pablo Carrasco sus comentarios en este manuscrito.

**B I B L I O G R A F I A**

- Hull M, Williams M, Williams K, Kautz, S. Physiological response to cycling with both circular and noncircular chainrings. *Medicine ans Science in Sports and Exercise* 1992;24:1114-22.
- Hue O, Galy O, Hertogh C, Casties JF, Prefaut C. Enhacing cycling performance using an eccentric chairing. *Medicine ans Science in Sports and Exercise* 2001;33:1006-10.
- Martin JC, Lamb SM, Brown AT. Pedal trajectory alters maximal single-leg cycling power. *Medicine ans Science in Sports and Exercise* 2002;34:1332-6.
- Kautz SA, Neptune RR. Biomechanical determinants of pedaling energetics: Internal and external work are not independent. *Exercise and Sports Science Reviews* 2002;30: 159-65.
- Patterson RP, Moreno MI. Bicycle pedaling forces as a function of pedaling rate and power output. *Medicine ans Science in Sports and Exercise* 1990;22:512-6.
- Coyle EF. Integration of the physiological factors determining endurance performance ability. *Exercise and Sports Science Reviews* 1995;23:23-63.
- Coyle EF, Feltner ME, Kautz SA, Hamilton MT, Montain SJ, Baylo AM, Abraham LD, Petrek GW. Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance. *Medicine ans Science in Sports and Exercise* 1991;23:93-107.
- Santalla A, Manzano JM, Pérez M, Lucía A. A new pedaling design: the Rotor-effects on cycling performance. *Medicine ans Science in Sports and Exercise* 2002;34:1854-8.

9. **Córdova A, Navas FJ, Martín JF, Estellés I, Carrasco P.** Estudio de la eficacia metabólica del sistema rotor frente a una bicicleta convencional. *Archivos de Medicina del Deporte* 1998;15:29-35.
10. **Martin JC, Spirduso WW.** Determinants of maximal cycling power: crank length, pedaling rate and pedal speed. *European Journal of Applied Physiology* 2001;84:413-8.
11. **Jones PRM, Pearson J.** Anthropometric determination of leg fat and muscle plus bone volumes in young male and female adults. *Journal of Applied physiology* 1970;204:63-4.
12. **Martin JC, Wagner BM, Coyle EF.** Inertial-load method determines maximal cycling power in a single exercise bout. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 1997;29:1505-12.
13. **Martin JC, Diedrich D, Coyle EF.** Time course of learning to produce maximum cycling power. *International Journal of Sports Medicine* 2000;21:485-7.