

## COMUNICACIÓN.

**Título:** Respuestas fisiológicas en ejercicio incremental en ciclismo con la utilización de un plato con ángulo entre bielas variable (Sistema Rotor).

**Autores:** Alfredo Santalla <sup>1</sup>, José Manuel Manzano <sup>2</sup>, Margarita Pérez <sup>2</sup> y Alejandro Lucía<sup>2</sup>.

1 Universidad Alfonso X El Sabio.

2 Universidad Europea de Madrid.

## INTRODUCCIÓN.

Muchos estudios han analizado los determinantes fisiológicos (10, 16, 17) y aerodinámicos (14) del rendimiento en ciclismo. Durante la última década varias investigaciones se han centrado en desarrollar los factores biomecánicos. Se sabe que se pueden obtener los picos de torque más altos aumentando la longitud de las bielas durante la fase de tracción o descenso del pedal en el ciclo de pedalada (6). La longitud de la biela puede incrementarse utilizando un plato no circular o excéntrico. En la última década la Unión Ciclista Internacional (UCI) aprobó el uso de platos no circulares por los ciclistas profesionales y muchos de ellos utilizaron estos sistemas durante entrenamiento y competición (por ejemplo el plato Armónico y el sistema Bioespace de Shimano®). Varios estudios han analizado los efectos de estos platos no circulares en el rendimiento en ciclismo, comparándolos con platos circulares convencionales (5, 8, 9, 11, 12, 20). No se ha observado ninguna mejora en el rendimiento en ciclismo (por ejemplo, eficiencia) durante en pruebas exhaustivas y de larga duración (5, 9, 12). Hue y cols. describieron un incremento

significativo en el rendimiento (simulando una prueba de un kilómetro en el laboratorio), aunque los mecanismos fisiológicos exactos implicados en ello permanecen sin aclarar (11).

La UCI ha certificado recientemente un nuevo sistema de pedaleo llamado Rotor, desarrollado por el ingeniero español Ignacio Estellés. Este sistema permite la independencia de un pedal respecto al otro, de manera que el ángulo entre las bielas no es mayor a  $180^\circ$ . Además, el ángulo entre las bielas varía durante el ciclo de pedaleo completo, lo que teóricamente podría permitir al ciclista obtener mayor eficiencia en términos biomecánicos en los “puntos muertos” que ocurren con un plato tradicional (cuando ambas bielas están en posición vertical). Pese a que el equipo ciclista profesional Relax-Fuenlabrada está ya usando este sistema en la preparación de la temporada 2002, no tenemos conocimiento de la existencia de ningún estudio científico, independiente de la Compañía Rotor, sobre los posibles efectos de este nuevo sistema en el rendimiento.

Un factor de confusión potencial a la hora de estudiar y comparar el Sistema Rotor con uno convencional podría ser la elección de los sujetos habituados entrenar con cualquier sistema. Se podría argumentar que cualquier mejora potencial observada con el rotor en ciclistas con un gran periodo de entrenamiento (varios meses) con este nuevo sistema no sería atribuible a los beneficios sobre el rendimiento del Rotor *per se*. Tanto las adaptaciones neuromusculares específicas (reclutamiento de unidades motoras) obtenidas durante las sesiones de entrenamiento con el sistema Rotor como la lógica deshabituación al sistema convencional, podrían influir en los resultados encontrados. Por otro lado, las adaptaciones neuromusculares específicas de los ciclistas

que no usen el sistema Rotor podrían implicar una fatiga periférica temprana en ejercicio cuando pedalearan con este nuevo sistema, y por tanto llevarnos a falsas conclusiones. Por todo esto, la mejor opción posible, al menos para una investigación preliminar en este campo, podría ser la selección de sujetos que no tuvieran experiencia ni entrenamiento con ninguno de los dos sistemas (Rotor o Convencional). Esto nos podría ayudar a determinar qué sistema es susceptible de optimizar el rendimiento humano, independientemente de las adaptaciones a nivel neuromuscular por entrenamiento previo.

## **MÉTODOS.**

### Sujetos.

Se seleccionaron ocho hombres jóvenes y sanos (estudiantes de educación física). Todos eran físicamente activos pero ninguno tenía experiencia en ciclismo. Ninguno había utilizado una bicicleta (con sistema Rotor o Convencional) ni un cicloergómetro en los dos últimos meses antes del periodo de pruebas. Su media (media $\pm$ EEM) de edad, altura y peso fue de 22 $\pm$ 1 años, 171.1 $\pm$ 1.6 cm y 69.6 $\pm$ 2.4 kg, respectivamente. Las pruebas de este estudio se realizaron en el laboratorio de Fisiología del Ejercicio de la Universidad Europea de Madrid.

### Protocolo.

Cada sujeto realizó dos pruebas sobre una bicicleta de 18 velocidades (Cannondale, USA) fijada a una ergómetro (Cateye GS-1000). La relación entre la velocidad-potencia utilizada en este tipo de ergómetros ha sido descrita como similar a la que ocurre en el ciclismo actual (18, 22). Este tipo de ergómetro ha sido usado en investigaciones previas sobre sistemas de pedaleo con platos no circulares (11). Se equipó a la bicicleta con un sistema de pedaleo convencional (CON) en una de las pruebas y con un sistema de pedaleo Rotor (ROT). Todas las pruebas se realizaron con la misma rueda trasera, inflada con una presión de 8 atmósferas. Se individualizó tanto la altura del sillín como la distancia de éste con el aro del manillar y se mantuvo constante para cada individuo en cada una de las dos pruebas. Cada una de las pruebas estuvo separada 24 horas de la segunda, sin que los sujetos realizaran actividad física alguna durante este periodo. Todos los sujetos realizaron las pruebas en la misma franja horaria (9,00h - 11,00h), tras una noche de completo descanso. Durante los días anteriores y durante los mismos días de las pruebas, los sujetos siguieron una dieta rica en hidratos de carbono (aprox.-300gr HCO al día) y se abstuvieron de tomar productos que contienen cafeína. No se permitió identificar visualmente a ningún sujeto el sistema de pedaleo (CON o ROT) antes y durante las pruebas.

Las dos pruebas (CON y ROT) tuvieron el mismo protocolo incremental. Tras un calentamiento de 5 min a 50 W, la potencia inicial fue de 75 W, la potencia se incrementó en intervalos de 25 W cada 3 min hasta la extenuación. En la primera prueba (CON o ROT) se alentó a los sujetos para que eligieran libremente un desarrollo y que mantuvieran siempre una cadencia de pedaleo entre 70 y 90 rpm para mantener la potencia en cada uno de los intervalos (75w, 100w, 125w). Investigaciones previas han demostrado que la cadencia de pedaleo se mantiene en un rango

de 70-90 rpm en las competiciones del ciclismo actual (15). Se instó a los sujetos a utilizar en la segunda prueba (ROT o CON) el mismo desarrollo y cadencia de pedaleo en cada uno de los intervalos que eligieron en la primera. Todas las pruebas se realizaron bajo las mismas condiciones ambientales (de 20 a 24° C y de 40 a 55% de humedad relativa).

Se registraron de forma continua los datos del intercambio gaseoso con un sistema automático respiración-a-respiración (Vmax29C; Sensormedics; California, USA). Se registró de forma continua la frecuencia cardíaca (HR en  $\text{lat} \cdot \text{min}^{-1}$ ) durante toda la prueba con un monitor de HR (Polar Xtrainer Plus, Polar Electro OY, Finlandia).

Se tomaron muestra capilares de la yema de los dedos para la medición de la concentración sanguínea de lactato (BLa) en reposo, al final de cada uno de los intervalos de la prueba (75w, 100w, 125w, etc) e inmediatamente al finalizar la misma. Se utilizó un analizador electroenzimático (YSI 1500; Yellow Springs Instruments; Yellow Springs, Ohio, USA) para determinar BLa. Se determinó el umbral láctico (LT) observando la relación “concentración de lactato-carga (W)” durante las pruebas de acuerdo con la metodología descrita por Weltman y cols (24), define la carga de trabajo (W) correspondiente a LT como la más alta no asociada con un incremento en la concentración de lactato por encima de niveles basales. Se requirió un incremento de al menos 0.5 mM en la concentración de BLa para la determinación de LT.

Se calculó la eficiencia mecánica (GE) en cada carga de tres minutos como el ratio entre el trabajo alcanzado  $\cdot \text{min}^{-1}$  (ej, vatios convertidos a  $\text{kcal} \cdot \text{min}^{-1}$ ) y la energía gastada  $\cdot \text{min}^{-1}$  (media del último minuto de cada intervalo de ejercicio, en  $\text{kcal} \cdot \text{min}^{-1}$ ) (4). El gasto energético  $\cdot \text{min}^{-1}$  (en  $\text{kcal} \cdot \text{min}^{-1}$ ) se calculó a partir de los valores de  $\text{VO}_2$  y RER (4). Se calculó delta eficiencia (DE) de

cada sujeto desde el 60% hasta el 90% del  $\text{VO}_2\text{max}$  (que en la mayoría de los sujetos incluyó 175 W, 200 W, 225W, y 250W). DE se calculó a partir de la regresión lineal ( $y=a \cdot x+b$ ) de la relación entre el gasto energético  $\cdot \text{min}^{-1}$  (y, en  $\text{kcal} \cdot \text{min}^{-1}$ ), y el trabajo alcanzado  $\cdot \text{min}^{-1}$  (x, en  $\text{kcal} \cdot \text{min}^{-1}$ ) (4). DE fue igual a la pendiente de la relación anteriormente mencionada.

Análisis estadístico.

Se aplicó un test de Kolmogorov-Sinrnov para garantiza una distribución Gaussiana de los resultados y una t-Student con datos pareados para comparan los valores medios de las variables fisiológicas medidas en las pruebas CON y ROT. El grado de significación fue de 0.05. Los resultados se expresan en  $\text{med} \pm \text{EEM}$ .

## **RESULTADOS.**

El  $\text{VO}_2\text{max}$  medio de los sujetos (mayor valor medio de periodos de 60s en CON o ROT) fue de  $51.8 \pm 1.0 \text{ mL} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ . La cadencia de pedaleo media en CON y ROT fue  $\sim 80 \text{ rpm}$  durante las pruebas. No existieron diferencias significativas en valores medios de  $\text{VO}_2$ , HR, y BLa entre CON y ROT, aunque si hubo una tendencia en la BLa a menores valores en todos los intervalos con ROT que con CON. Encontramos una tendencia a mejores valores de GE en ROT a cargas submaximas ( $\geq 125\text{W}$ ), que fue significativa a 175W ( $P < 0.05$ ). No se encontró ninguna otra diferencia significativa entre CON y ROT.

En la Tabla 1 se detallan las variables fisiológicas medidas en LT y potencia máxima alcanzada. No se encontraron diferencias significativas, aunque sí una tendencia a una mayor GE en ROT en LT. Finalmente, DE media fue significativamente mayor en ROT que en CON ( $24.4\% \pm 1.9\%$  vs  $21.1\% \pm 1.1\%$ , respectivamente;  $P < 0.05$ ) (Tabla 2).

## **DISCUSIÓN.**

A pesar de que se necesitan más investigaciones (especialmente con ciclistas entrenados), nuestros resultados sugieren que, comparado con el sistema convencional, este innovador diseño puede incrementar uno de los principales determinantes del rendimiento en ciclismo; la eficiencia de pedaleo. Debemos también poner énfasis que no parece que se obtenga otro beneficio potencial con el sistema Rotor. Particularmente, los valores máximos ( $VO_2\text{max}$  o potencia máxima) no varían.

Investigaciones previas no han mostrado mejoras en la eficiencia mecánica en ciclismo utilizando platos no circulares (5, 9, 12). Aparentemente estos resultados están en contradicción con los teóricos beneficios (desde una perspectiva biomecánica) que se podrían obtener de este tipo de sistemas de pedaleo. Una razón podría estar en el hecho que solo se reclutaron para los estudios ciclistas entrenados (adaptados al sistema convencional de platos circulares). Se podría esperar que los platos excéntricos y no circulares inducirían cambios en la biomecánica y en los patrones neuromusculares de los sujetos (reclutamiento de unidades motoras) que incrementarían el coste

metabólico de pedaleo y por tanto enmascarasen las mejoras mecánicas esperadas en este nuevo diseño. De hecho, con los platos excéntricos el giro del pedal describe un elipse, y por tanto los cambios en los patrones de aplicación de fuerza podrían provocar un reclutamiento de diferentes fibras musculares. Estas nuevas fibras musculares reclutadas estarían menos entrenadas y serían menos eficientes que las normalmente involucradas en ejercicios de larga duración con sistema o plato convencional. Sin embargo, las ventajas biomecánicas de utilizar un plato no circular (incremento de la longitud de la biela y picos más altos de torque durante la fase de descenso del pedal y disminución de la longitud de la biela durante la de ascenso) se reflejan en una reciente publicación (11). Hue y cols. encontraron mejoras significativas en pruebas simuladas de 1km realizadas por ciclistas no habituados al plato no circular, aunque en este tipo de prueba, la potencia absoluta (y no la eficiencia) es el mayor determinante del rendimiento (11). Con platos excéntricos, la trayectoria elíptica de cada pedal varía el momento en el que el ciclista aplica la máxima fuerza vertical durante la fases de descenso y recobro del pedal. Esto incrementa la velocidad angular de los pedales durante los “puntos muertos” del ciclo de pedalada (cuando las bielas están verticales), y por tanto reduce la longitud de la fase en la que la fuerza aplicada al pedal es menor. Sin embargo, estos cambios de velocidad angular durante cada golpe de pedal produce una percepción de aceleración y desaceleración en los miembros activos que puede llevar a una menor suavidad y, en cierto modo, a un patrón de pedaleo menos cómodo.

El sistema rotor permite movimientos de cada pedal independientes del otro de manera que el ángulo entre las bielas varía a lo largo del ciclo de pedalada, eliminando los “puntos muertos” que ocurren en cada ciclo de pedal. El trabajo realizado por la pierna durante la fase ascendente (en la que se aplica menor fuerza a los pedales) puede se facilitado por el trabajo de la otra pierna, que

está aplicando la mayor cantidad de fuerza en su fase descendente al mismo tiempo. Este tipo de cooperación entre ambas piernas durante todo el ciclo de pedalada podría minimizar el gasto energético por las fibras reclutadas y por tanto retrasar la fatiga de las mismas. Esto se podría traducir en un retraso en el reclutamiento de nuevas fibras, especialmente las tipo II, que son conocidas por ser menos eficientes que las tipo I (10). Además, esta cooperación entre las dos piernas parece provocar un patrón de pedaleo más suave, al contrario que ocurre con los platos no circulares con ángulo entre bielas fijo. De hecho, nuestros sujetos se habituaron rápidamente y no pudieron identificar diferencias en la percepción de su patrón de pedaleo entre el CON y el ROT.

Las ventajas biomecánicas teóricas del sistema Rotor se traducen en el incremento del rendimiento fisiológico de nuestros sujetos, como es el incremento de la eficiencia mecánica. Este incremento se observó durante un tipo de protocolo incremental (cadencia de pedaleo ~ 80 rpm, intervalos de 3 min e incremento de carga entre intervalos relativamente moderado menor de 40 W intervalo<sup>-1</sup>) que se ha mostrado fiable para la determinación de la eficiencia en el ciclismo (GE o DE) por otras investigaciones (19). La eficiencia es uno de los principales determinantes del rendimiento en ciclismo de resistencia (10, 16, 17). De hecho, la eficiencia mecánica de pedaleo, relacionada sobre todo con el trabajo concéntrico (músculos extensores de la rodilla) es menor que en carrera, en la que las contracciones excéntricas y la eficiencia del ciclo elongación-acortamiento de los movimientos juegan un papel importante (2). Bijker y cols. mostraron recientemente que la DE media de la carrera (~45%) es mucho mayor que la del pedaleo (~25%) en el mismo grupo de sujetos (1). Teniendo en cuenta estas limitaciones en la eficiencia del pedaleo en bicicleta *per se* (al menos en sistema convencional), no nos sorprende que una de las principales adaptaciones al

entrenamiento en ciclismo de resistencia ( $>30000$  km año<sup>-1</sup> en categoría profesional) sea un incremento en la eficiencia de pedaleo (16,17). Esta adaptación es fundamental en ciclismo de competición de cara a mantener cargas extremadamente altas ( $>400$ W) durante periodos prolongados de tiempo con el menor coste metabólico posible. Además, una vez alcanzado un cierto nivel de condición física (categoría amateur), variables submáximas como la eficiencia mecánica en LT ( $\sim 70\%$   $\text{VO}_2\text{max}$ ) o en el punto de compensación respiratoria ( $\sim 90\%$   $\text{VO}_2\text{max}$ ) son mas importantes en el rendimiento que el  $\text{VO}_2\text{max}$  (17). En la línea de las investigaciones previas con ciclistas no altamente entrenados (19, 21), la GE media fue  $\sim 20\%$  en nuestros sujetos durante toda la duración de la prueba, y los valores medios menores ( $<20\%$ ) y mayores ( $>20\%$ ) se obtuvieron por debajo y encima de 125W, respectivamente. GE mostró una tendencia a ser menor con el Rotor a las dos cargas de trabajo más suaves (75 y 100 W), aunque se debe considerar que la intensidad de ejercicio fue muy baja a esas cargas ( $<50\%$   $\text{VO}_2\text{max}$ ), y las sesiones de entrenamiento o competición de los ciclistas son usualmente realizadas a altas intensidades. Esta puede ser la razón por la que GE suele ser menor a bajas cargas (17, 19). A cargas mayores de 125W, la GE mostró una tendencia a incrementarse con ROT, alcanzando significación estadística sólo a 175W ( $\sim 60\%$  del  $\text{VO}_2\text{max}$  de los sujetos).

El mayor incremento se obtuvo en DE. Esta variable permite probablemente la estimación más válida de eficiencia del trabajo muscular (4, 23). De hecho, se calculó DE cómo el cambio en el gasto energético por minuto relativo solo al cambio en el trabajo actual alcanzado por minuto, lo que elimina la posible influencia de procesos metabólicos que no contribuyen al trabajo actual (7,13). Por ello, el resultado más consistente que a favor del incremento potencial del rendimiento

en ciclismo con el sistema Rotor es el incremento en DE observado sobre un amplio rango de intensidades de trabajo (60-90%  $\text{VO}_2\text{max}$ ). Estas intensidades se seleccionaron basándonos en el hecho de que 1) la mayoría de las fibras (incluidas tanto las tipo I como las tipo II) del principal músculo involucrado en el pedaleo, el *vastus lateralis*, se reclutan sobre este rango de trabajo (3, 13), y 2) las fases más importantes para los dos tipos de carreras en el ciclismo de resistencia (ascensos de puertos de montaña y contrarrelojes) y sesiones de entrenamiento, son desarrolladas en esas intensidades relativas (16). A altas intensidades (cercasas al 100% del  $\text{VO}_2\text{max}$ ) la capacidad de generar potencias absolutas mayores es más determinante en el rendimiento que la eficiencia muscular.

Nuestro estudio representa la primera aproximación para valorar los efectos del sistema Rotor en el rendimiento en ciclismo. Varias cuestiones permanecen todavía sin resolver y nuestro estudio no está libre de limitaciones como el tamaño de la muestra, ausencia de medidas biomecánicas o registros electromiográficos (para analizar patrones de reclutamiento muscular con ambos sistemas de pedaleo), y ausencia de pruebas adicionales sobre un mayor rango de cadencias de pedaleo. Sería muy interesante comprobar los efectos del sistema Rotor en el rendimiento de ciclistas de elite. La eficiencia mecánica de los ciclistas de élite es muy alta comparado con los no-ciclistas, i.e. ME media de 25% a 30% en cargas de 300W a 500W en ciclistas profesionales (17), y la DE puede sobrepasar claramente el 30% en ciclistas de elite (21) y profesionales (basado en cálculos de los datos de la referencia 17). Esto en parte predice la aparición de incrementos significativos en la eficiencia con el sistema Rotor en estos corredores de competición con ninguna experiencia previa con este sistema.

En conclusión, nuestros datos sugieren que las ventajas biomecánicas teóricas de este nuevo sistema de pedaleo, llamado Rotor, pueden mejorar la eficiencia del trabajo muscular a intensidades submáximas, al menos en no-ciclistas. Son necesarias más investigaciones para extender estos hallazgos.

## **AGRADECIMIENTOS**

Este estudio fue financiado por la Universidad Europea de Madrid. Los resultados de este estudio no constituyen una promoción del producto por los autores.

## **REFERENCIAS**

1. BIJKER, K. E., G. DE GROOT, y A. P. HOLLANDER. Delta efficiencies of running and cycling. *Med. Sci. Sports Exerc.* 33:1546-1551, 2001.
2. BILLAT, V. L., R. RICHARD, V. M. BINSSE, J. P. KORALSZTEIN, y P. HAOUZI. The VO<sub>2</sub> slow component for severe exercise depends on type of exercise and is not correlated with time to fatigue. *J. Appl. Physiol.* 85:2118-2184, 1998.
3. COGGAN, A. C., y E. F. COYLE. Reversal of fatigue during prolonged exercise by carbohydrate infusion or ingestion. *J. Appl. Physiol.* 63:2388-2395, 1987.

4. COYLE, E. F., L. S. SIDOSSIS, J. F. HOROWITZ, y J. D. BELTZ. Cycling efficiency is related to the percentage of type I muscle fibers. Cycling efficiency is related to the percentage of Type I muscle fibers. *Med. Sci. Sports Exerc.* 24:782-788, 1992.
5. CULLEN, L., K., K. ANDREW, K.R. LAIR, M.J. WIDGER, y B.F. TIMSON. Efficiency of trained cyclists using circular and non circular chainrings. *Int. J. Sports Med.* 13:264-269, 1992.
6. FARIA, I.E. Energy expenditure, aerodynamics and medical problem in cycling: an update. *Sports Med.* 14:43-63, 1992.
7. GAESSER, G. A., y G. A. BROOKS. Muscular efficiency during steady-state exercise: effects of speed and work rate. *J. Appl. Physiol.* 38:1132-1139, 1975.
8. HARRISON, J, Y. Maximizing human power output by suitable selection of motion cycle and load. *Hum. Factors* 12:315-329, 1970.
9. HENDERSON, S.C., R.W. ELLIS, G. KLIMOVITCH, y G.A. BROOKS. The effect of circular and elliptical chain wheels on steady-rate cycle ergometer work efficiency. *Med. Sci. Sports Exerc.* 9:202-207, 1977.
10. HOROWITZ , J. F., L. S. SIDOSSIS, y E. F. COYLE. High efficiency of type I muscle fibres improves performance. *Int. J. Sports Med.* 15:152-157, 1994

11. HUE, O., O. GALY, C. HERTOIGH, J. F. CASTIES, y C. PREFAUT. Enhancing cycling performance using an eccentric chainring. *Med. Sci. Sports Exerc.* 33:1006-1010, 2001.
12. HULL, M.L., M. WILLIAMS, K. WILLIAMS, y S. KAUTZ. Physiological response to cycling with both circular and noncircular chainrings. *Clin. Sports Med.* 13:39-73, 1994.
13. IVY, J. L., M-Y. CHI, C. S. HINTZ, W. M. SHERMAN, R. P. HELLENDALL, y O. H. LOWRY. Progressive metabolic changes in individual muscle fibers with increasing work rates. *Am. J. Physiol.* 252 (*Cell. Physiol.* 21):C630-C639, 1987.
14. JEUKENDRUP, A. E., y J. MARTIN. Improving cycling performance: how should we spend our time and money. *Sports Med.* 31:559-569, 2001.
15. LUCIA, A., J. HOYOS, y J. L. CHICHARRO. Preferred pedalling cadence in professional cycling. *Med. Sc. Sports Exerc.* 33:1361-1366, 2001. .
16. LUCIA, A., J. HOYOS, y J. L. CHICHARRO. Physiology of professional road cycling. *Sports Med.* 31:325-337, 2001.
17. LUCIA, A., J. HOYOS, A. SANTALLA, M. PEREZ y J.L. CHICHARRO. Kinetics of  $VO_2$  in professional cyclists. *Med. Sc. Sports Exerc* (in press, 2002).

18. McCOLE, S. D., K. CLANEY, J. C. CONTE, R. ANDERSON, y J. M. HAGBERG. Energy expenditure during bicycling. *J. Appl. Physiol.* 68:748-753, 1990.
19. MOSELEY, L., y A.E. JEUKENDRUP AE. The reliability of cycling efficiency. *Med. Sci. Sports Exerc.* 33:621-627, 2001.
20. NEPTUNE, R. R., y W. HERZOG. Adaptation of muscle coordination to altered task mechanics during steady-state cycling. *J. Biomech.* 2000 33:165-172, 2000.
21. NICKLEBERRY, B. L. Jr., y G. A. BROOKS. No effect of cycling experience on leg cycle ergometer efficiency. *Med. Sci. Sports Exerc.* 28:1396-1401, 1996.
22. OUDE VRIELINK, H. H., A. C. A. VISSERS, y R. A. BINKHORTS. Oxygen consumption and speed of cycling using an air-resistance simulator on a hometrainer roller. *Int. J. Sports. Med.* 5:98-101, 1984.
23. SUZUKI, Y., Y. HARUNA, K. KURIYAMA, K. KAWAKUBO K, IGAWA S, GOTO S, MAKITA Y, GUNJI A. Effects of 20 days bed rest on mechanical efficiency during upright cycling and leg muscle mass in young males. *J. Gravit. Physiol.* 2:P74-75, 1995.

24. WELTMAN, A., D. SNEAD, P. STEIN, R. SEIP, R. SCHURRER, R. RUTT, y J.

WELTMAN. Reliability and validity of a continuous incremental treadmill protocol for the determination of lactate threshold, fixed blood lactate concentrations, and  $VO_2$ max. *Int. J. Sports Med.* 11:26-32, 1990.

**Table 1.** Variables fisiológicas (media $\pm$ EEM) registradas a potencia máxima alcanzada y aen LT con sistema Rotor (ROT) y convencional (CON).

Variable	Test	
	CON	ROT
<b>LT</b>		
Potencia (W)	169 $\pm$ 10	172 $\pm$ 6
$VO_2$ (mL $\text{min}^{-1}$ )	2175 $\pm$ 90	2136 $\pm$ 80
% $VO_2$ max	59.1 $\pm$ 1.8	60.7 $\pm$ 3.1
BLa (mM)	1.6 $\pm$ 0.2	1.4 $\pm$ 0.2
HR (beats $\text{min}^{-1}$ )	137 $\pm$ 5	138 $\pm$ 6
VE (L $\text{min}^{-1}$ )	56.7 $\pm$ 3.1	55.1 $\pm$ 3.4
GE (%)	22.2 $\pm$ 0.6	22.8 $\pm$ 0.7
<b>Valores máximos</b>		
Potencia (W)	267 $\pm$ 6	261 $\pm$ 8

VO <sub>2</sub> max (mL min <sup>-1</sup> )	3573 ± 121	3458 ± 136
BLa (mM)	8.6 ± 0.9	8.5 ± 0.2
HR (beats min <sup>-1</sup> )	186 ± 3	187 ± 4
VE (L min <sup>-1</sup> )	130.2 ± 7.7	127.9 ± 6.5

---

**Nota para Tabla 1.** No existieron diferencias significativas entre las medias.  $VO_{2max}$ , HR, y VE representan la media de los últimos 60 s a potencia máxima y a la alcanzada en LT. GE representa la media para los 60 s a la potencia alcanzada en LT. Abreviaturas:  $VO_{2max}$  (Consumo máximo de oxígeno),  $VO_2$  (consumo de oxígeno), BLa (Concentración de lactato sanguínea), HR (Frecuencia Cardíaca), VE (Ventilación pulmonar), GE (eficiencia mecánica).

**Table 2.** Valores individuales de DE (Delta eficiencia).

<b>Subject</b>	<b>CON</b>	<b>ROT</b>
1	16.8	17.7
2	18.2	21.2
3	19.9	20.5
4	20.3	23.8
5	21.0	23.5
6	22.1	21.2
7	23.3	32.0
8	27.3	32.5

Media±EEM      21.1±1.1      24.4±1.9\*

Símbolo: \*  $P < 0.05$  para ROT vs CON