

Eficiencia mecánica de pedaleo en ciclistas de diferente nivel competitivo

J. GARCÍA-LÓPEZ¹, S. DíEZ-LEAL¹, J.A. RODRÍGUEZ-MARROYO¹,
J. LARRAZABAL², I.G. DE GALCEANO², J.G. VILLA¹.

¹Facultad de Ciencias de la Actividad Física. Instituto de Biomedicina.
Departamento de Educación Física y Deportiva. Universidad de León.

²Fundación Ciclista de Euskadi. Euskadiko Txirrindularitza Iraskundea.
Equipo Ciclista Euskaltel-Euskadi.

Resumen

La eficiencia muscular (gruesa, neta y delta) es una variable determinante del rendimiento en ciclismo, y mejora con el entrenamiento. Ningún trabajo previo ha mostrado diferencias en eficiencia mecánica (index of effectiveness, cociente entre los impulsos mecánico propulsivo y total) entre ciclistas de diferente nivel competitivo. Este fue el principal objetivo del presente trabajo. Participaron 11 ciclistas profesionales y 23 ciclistas amateurs que realizaron pruebas a 200, 250 y 300 W de potencia (cadencia fija a 90 rpm). La fuerza y el impulso mecánico positivo y negativo durante el pedaleo, así como la cinemática 2D de la pierna derecha fueron registradas. Los resultados muestran que no existiendo diferencias en las medidas antropométricas y de las bicicletas de los dos grupos de ciclistas, los profesionales obtuvieron más de eficiencia mecánica que los amateurs (1.5%, 2.1% y 2.4%, respectivamente). Esto se debió fundamentalmente a su menor fuerza e impulso negativos a todas las potencias. El tobillo fue la única articulación que sistemáticamente modificó su patrón de movimiento con el incremento de potencia. La eficiencia mecánica de pedaleo es también un factor determinante del nivel de rendimiento deportivo en ciclismo. Futuros estudios deben analizar la influencia del entrenamiento en esta variable.

Palabras clave: Ciclismo, biomecánica, eficiencia mecánica, rendimiento

Abstract

Muscular efficiency (e.g. gross, net and delta efficiency) is a key factor of cycling performance, and it improves after a training period. No previous study showed differences on mechanical efficiency (e.g. index of effectiveness and positive/negative impulses ratio) between cyclists of different competition level. Eleven professional cyclists and twenty-three amateur cyclists participated in this study. They performed three sets of pedalling at 200, 250 and 300 W (90 rpm). Both torque and impulse (negative and positive) were registered simultaneously with 2D kinematics in the right leg. Results show similar anthropometrical characteristics and similar bicycle dimensions in the two groups. Professional cyclists obtained more mechanical efficiency than amateur cyclists (1.5%, 2.1% and 2.4%, respectively). The lower minimum torque and lower negative impulse at all intensities justified these differences. Ankle was the only one joint which systematically altered its movement pattern when intensity was increased. Mechanical efficiency is too a key factor of performance in cycling. Future studies should evaluate the influence of training on this variable.

Keywords: Cycling, biomechanics, mechanical efficiency, performance

Correspondencia:

Juan García-López

FCAFD. Universidad de León.

C/ Campus de Vegazana s/n. 24071. León.

Email: juan.garcia@unileon.es

Telf. 987293018

Fax. 987293008

Accésit 1º XXXII Congreso de la SIBB

Introducción

El rendimiento en ciclismo depende, entre otros, de factores biomecánicos y fisiológicos [10]. Varios estudios han mostrado la importancia de factores biomecánicos como la aerodinámica [12], las dimensiones de la bicicleta [11, 20, 33], o la utilización de sistemas de pedaleo no circulares [24] en el rendimiento en este deporte. Sin embargo, existe mucho escepticismo acerca de que la aplicación de fuerzas en los pedales/bielas ó eficiencia mecánica sea un indicador útil de la eficiencia de pedaleo del ciclista [13]. Esto contrasta con el relativo consenso que existe acerca de que la eficiencia muscular [34] sea determinante para el rendimiento en ciclismo y mejore con el entrenamiento [15]. Mientras algunos estudios han encontrado relación entre la eficiencia muscular y la eficiencia mecánica [5, 34], otros estudios no han observado esta relación [18].

La eficiencia muscular es el ratio entre el trabajo mecánico externo producido en la bicicleta (potencia de pedaleo por tiempo) y el trabajo mecánico interno realizado por el ciclista (consumo de O_2), y puede medirse a través de diferentes variables como la eficiencia gruesa, neta y delta [9]. La eficiencia mecánica es el ratio entre el trabajo mecánico externo total y el que contribuye a la pedalada, y puede medirse a través de diferentes variables como: a) el ratio entre la fuerza aplicada a los pedales y la fuerza efectiva o perpendicular a la biela, también conocido como «index of effectiveness» [13], siendo necesario utilizar pedales instrumentados para conocer exactamente la fuerza aplicada al pedal, la orientación del pedal y de la biela [16]; b) el ratio entre los impulsos angulares positivo y negativo obtenidos de la aplicación de fuerza efectiva en el tiempo [6], pudiendo utilizarse pedales instrumentados, pero también bielas instrumentadas que simplifican mucho el análisis de los datos [8]. Aunque los libros sobre biomecánica del ciclismo afirman que la eficiencia mecánica debería ser mayor en ciclistas profesionales que en amateurs [4, 6], los escasos estudios experimentales sobre la materia no han encontrado estas diferencias [7, 26, 27].

Los objetivos de este trabajo son: (a) analizar y comparar la eficiencia mecánica de pedaleo de ciclistas de alto nivel competitivo, distinguiendo entre profesionales y no profesionales; (b) analizar la influencia de las características de los ciclistas y de sus bicicletas, así como la cinemática de pedaleo, en la eficiencia mecánica.

Materiales y métodos

Sujetos

Participaron en el estudio un total de 34 ciclistas que competían en la liga de la Unión Ciclista Internacional (UCI Pro-Tour Races). El grupo de Ciclistas Profesionales estaba formado por 11 ciclistas que pertenecían al Equipo Ciclista Profesional UCI ProTour Euskaltel-Euskadi, y el grupo de Ciclistas No Profesionales estaba formado por 23 ciclistas (Tabla 1), 13 del Equipo Ciclista UCI Continental Orbea (21.6 ± 0.4 años; 68.0 ± 1.4 kg y 180.2 ± 1.1 cm) y 10 del Equipo Amateur Sub-23 Naturgas Energía (19.8 ± 0.3 años; 70.1 ± 2.0 kg y 180.6 ± 1.9 cm). Todos ellos estaban en buen estado de salud, tal y como mostraban sus reconocimientos médicos para la inscripción en las competiciones organizadas por la Real Federación Española de Ciclismo y por la UCI. El protocolo de evaluación fue diseñado de acuerdo con las consignas de la Conferencia de Helsinki sobre investigación humana. Los participantes firmaron un consentimiento por escrito para participar en el estudio, y fueron informados de los objetivos del mismo.

Diseño experimental

Todos los ciclistas fueron evaluados antes de dar inicio del periodo competitivo (febrero-marzo). Primero, una serie de medidas de los ciclistas y de sus bicicletas fueron registradas y trasladadas exactamente a un cicloergómetro de freno electromagnético. Segundo, se realizaron los tests de eficiencia mecánica de pedaleo, monitorizando simultáneamente la fuerza efectiva aplicada a las dos bielas y la cinemática 2D de la pierna derecha. Todos los tests se llevaron a cabo en la misma sesión y fueron precedidos por un calentamiento de 10 minutos a una potencia constante de 100 W, con 5 minutos de descanso entre el final del calentamiento y el inicio del test.

Medidas de las bicicletas y de los ciclistas. Los tres grupos de ciclistas (ProTour, Continental y Sub-23) acudieron al Laboratorio de Biomecánica con sus propias bicicletas (Orbea Orca TRC, Orbea Opal TLT y Orbea Onix TDR, respectivamente; Orbea S. Coop., Ermua, Spain), y el mismo evaluador registró 5 de las 6 medidas básicas de las mismas (Figura 1A): longitud de la biela, altura y retroceso del sillín, distancia (desde el sillín hasta la potencia) y diferencia de alturas entre sillín y manillar [2]. El ángulo del tubo del sillín era muy similar en todas las bicicletas, entre 73.5° (talla 51 ó S) y 73.2° (tallas 54 ó M, 57 ó L y 60 ó XL). Los

materiales instalados en el cicloergómetro fueron similares a los que los ciclistas utilizaban en sus bicicletas: pedales automáticos (Shimano Dura Ace, Shimano Inc., Osaka, Japan), manillar (FSA Energy AL 7050; Full Speed Ahead Inc., Woodinville, USA) y sillín (Selle Italia SLR Gel Flow; Selle Italia Inc., Vicenza, Italy). Esto fue posible porque todos ellos pertenecían al mismo club, y los materiales mencionados formaban parte del equipamiento estándar de entrenamiento. El único componente diferente entre los ciclistas fue la zapatilla, porque cada uno utilizó la que habitualmente usaba para entrenar. Sin embargo, todas las zapatillas tenían el mismo tipo de anclaje del pedal (Shimano Dura Ace, Shimano Inc., Osaka, Japan). Adicionalmente se tomaron dos medidas antropométricas de los ciclistas (Figura 1B): alturas verticales de la sínfisis del pubis (altura de la entrepierna) y del trocánter mayor del fémur, estando de pie y descalzos [11, 13], con los pies separados 5 cm [20]. Así, sumando a la altura del sillín la longitud de la biela, podemos expresar la altura del sillín como una proporción de la altura de la entrepierna [$\%HsE = (Hs + Lbiela) \cdot 100 / hE$] y de la altura trocanterea [$\%HsT = (Hs + Lbiela) \cdot 100 / hT$] [20, 21].

Análisis cinético. Todos los ciclistas realizaron tres pruebas de pedaleo submáximo de 5 min de duración sobre un cicloergómetro de freno electromagnético (Lode Excalibur Sport, Lode BV,

Groninger, Netherlands). Después de cada prueba descansaron 5 min y bebieron 100 ml de agua para evitar la deshidratación. Las tres pruebas se realizaron a potencias fijas de 200, 250 y 300 W, todas ellas a una cadencia preestablecida de 90 rpm, propia del pedaleo en llano [25], y para evitar la influencia de la potencia y la cadencia en la eficiencia mecánica de pedaleo [19, 16]. El ergómetro utilizado ha sido validado previamente [23] y se ha utilizado para medir carga de trabajo [18]. Recientemente este ergómetro también ha sido utilizado para medir la fuerza efectiva aplicada a las bielas [3, 8], registrando individualmente el momento de fuerza aplicado por la pierna derecha e izquierda mediante galgas de fuerza. Antes de iniciarse el estudio el ergómetro fue calibrado utilizando un calibrador dinámico (Calibrator 2000, Lode BV, Groninger, Netherlands), y antes de cada sesión se realizó un ajuste de cero con las medidas de las bielas propias de cada ciclista. El ángulo de la biela y su velocidad angular fueron calculadas (mediante derivación) a partir de impulsos rectangulares TTL emitidos cada 2° por el ergómetro. Un impulso adicional TTL permitía detectar el punto muerto inferior del pedal derecho, cuando la biela tenía un ángulo de 180° . Todos estos datos fueron digitalizados a una frecuencia de 2kHz (USB data acquisition DT9800, Malboro, USA). Se analizaron todas las pedaladas realizadas entre

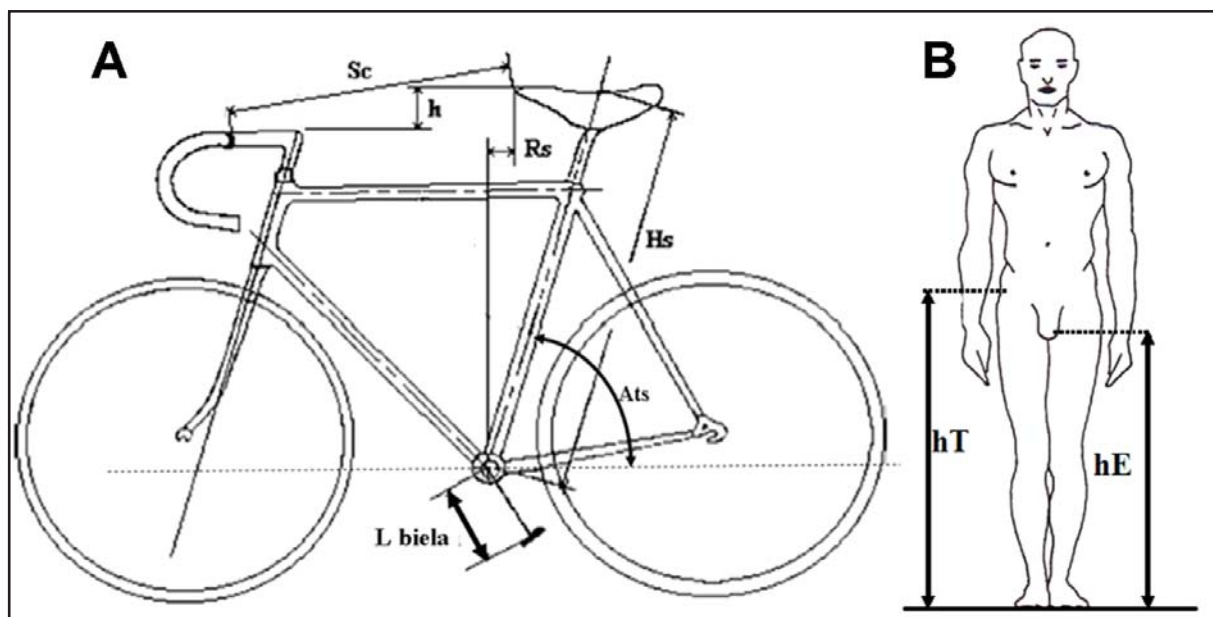


Figura 1. (A) Medidas básicas que configuran la bicicleta: ángulo del tubo del sillín (Ats), longitud de la biela (L biela), altura del sillín (Hs), retroceso del sillín (Rs), largura (Sc) y diferencia de alturas entre el sillín y el manillar (h). (B) Medidas antropométricas del ciclista: alturas trocanterea (hT) y de la entrepierna (hE)

los minutos 1 y 5 de cada prueba (LEM software, Lode BV, Groninger, Netherlands) tomando como valor representativo la media de los resultados de las piernas derecha e izquierda. Las variables cinéticas seleccionadas se ilustran en la Figura 2.

Análisis cinemático 2D. La posición de los ciclistas encima de la bicicleta fue analizada mediante fotogrametría 2D. Antes del comienzo de cada prueba se filmó perpendicularmente un sistema de referencia de 1.0 m de ancho y 1.2 m de alto con una videocámara a 200 Hz (Sony Handycam HDR-HC7, Sony Inc). Este sistema estaba colocado paralelamente en el lado derecho de la bicicleta, a la altura del plano sagital del pedal. Una vez que el ciclista subía a la bicicleta, utilizando doble cinta adhesiva se colocaron marcadores reflectantes de 10 mm de diámetro en el trocánter mayor del fémur, el cóndilo lateral del fémur, el maleolo lateral y el pedal [16, 21, 29]. Estos marcadores permitían un análisis automático del pedaleo mediante el software Kinescan-2001 (IBV, Valencia, España), utilizado en estudios previos sobre cinemática del ciclismo [12]. Se obtuvieron los ángulos máximos y mínimos de tobillo, rodilla y cadera, y a partir de ellos el rango de movimiento de estas articulaciones (Figura 3). También se obtuvieron los desplazamientos antero-posterior y medio-lateral de la cadera. Se tomó como valor de referencia la media de 6 pedaladas completas, obtenidas en los minutos 2 y 4 de cada serie.

Análisis gráfico y estadístico

El registro de los datos y el análisis gráfico han sido realizados con el software Microsoft Office Excel-2003, mientras que el análisis estadístico se ha realizado con el software SPSS-v14.0. Los datos se presentan como valores medios y error estándar de la media (Media±EEM). Se utilizó un análisis de la varianza (ANOVA) de una vía para valorar el efecto del nivel de práctica de ciclismo (profesional vs no profesional), y un ANOVA de medidas repetidas para valorar el efecto de la potencia de pedaleo (200, 250 y 300 W) en las variables analizadas, utilizando la prueba post-hoc de Scheffé. El test de Pearson fue utilizado para el cálculo de las correlaciones entre variables. La normalidad de todas las variables utilizadas en los análisis estadísticos mencionados fue comprobada utilizando el test de Kolmogorov-Smirnov. El nivel de significación estadística utilizado fue P<0.05.

Resultados

La Tabla 1 muestra que los ciclistas profesionales tenían aproximadamente 6 años más de edad y experiencia en ciclismo que los ciclistas no profesionales (P<0.001). Sin embargo, no se apreciaron diferencias significativas en sus características antropométricas (ej. masa y talla), ni en las dimensiones absolutas (ej. Hs) y relativas (ej. %HsE) de sus bicicletas.

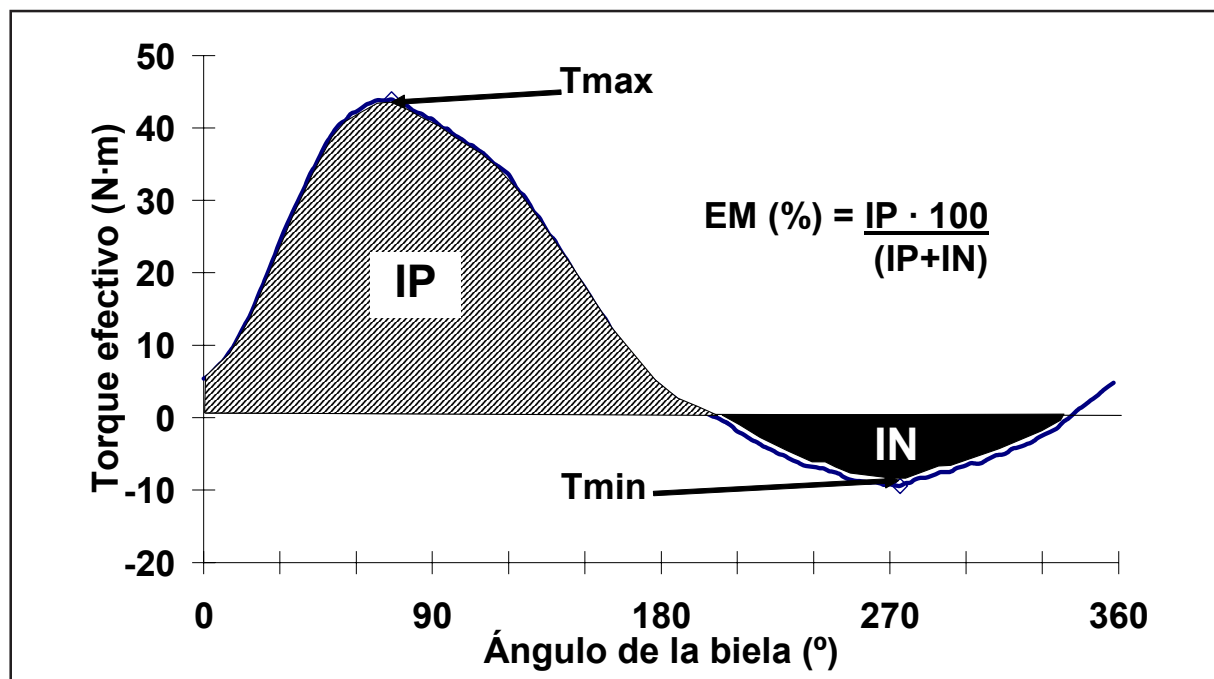


Figura 2. Variables cinéticas analizadas en el presente estudio: torque máximo (Tmax), torque mínimo (Tmin), impulso positivo (IP), impulso negativo (IN) y eficiencia mecánica (EM)

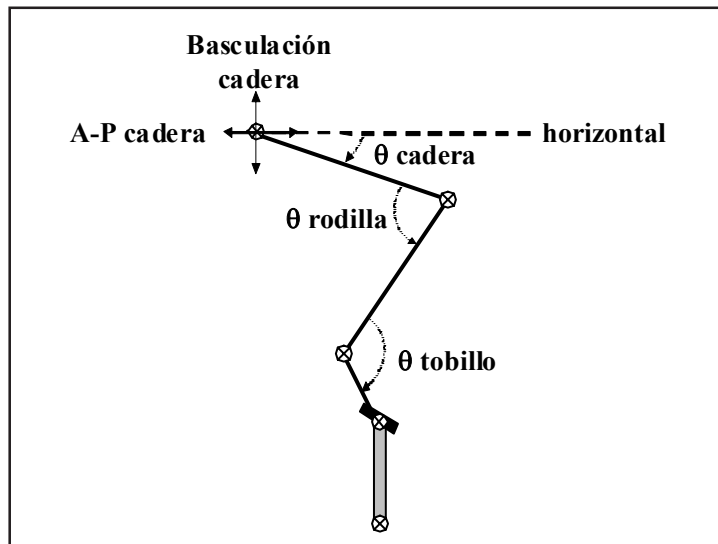


Figura 3. Variables cinemáticas analizadas en el presente estudio: ángulo del tobillo (θ tobillo), ángulo de la rodilla (θ rodilla), de la cadera con la horizontal (θ cadera), basculación de la cadera (Basculación cadera) y movimiento antero-posterior de la cadera (A-P cadera)

	PROFESIONALES (n= 11)		NO PROFESIONALES (n= 23)	
	Media±EEM	Rango	Media±EEM	Rango
Edad (años)	26.7 ± 0.8	22.2 – 31.1	20.8 ± 0.3*	19.1 – 24.3
Práctica (años)	14.9 ± 1.1	10.2 – 19.2	9.0 ± 0.5*	7.2 – 12.2
Masa (kg)	67.7 ± 1.5	59.5 – 76.0	68.9 ± 1.1	61.3 – 80.2
Talla (cm)	178.2 ± 1.9	171.1 – 187.2	180.4 ± 1.0	172.0 – 189.2
hE (cm)	86.5 ± 1.3	79.5 – 94.0	87.3 ± 0.7	80.5 – 94.0
hT (cm)	93.4 ± 1.4	86.5 – 100.0	95.0 ± 0.7	88.5 – 101.5
Hs (cm)	76.2 ± 1.4	70.1 – 83.1	77.4 ± 0.7	71.0 – 83.7
%HsE	108.3 ± 0.8	105.8 – 113.8	108.7 ± 0.6	104.6 – 115.5
%HsT	100.2 ± 0.5	97.0 – 103.7	99.8 ± 0.4	97.4 – 104.7
Rs (cm)	7.3 ± 0.6	4.7 – 11.5	8.2 ± 0.3	5.8 – 10.7
Sc (cm)	56.7 ± 1.3	51.3 – 65.1	57.1 ± 0.5	52.5 – 61.5
h (cm)	9.7 ± 0.5	6.5 – 12.5	9.8 ± 0.5	7.3 – 15.5
L biela (mm)	173.7 ± 0.4	172.5 – 175.0	174.3 ± 0.2	172.5 – 175.0

*%HsE= altura relativa del sillín respecto a hE; %HsT= altura relativa del sillín respecto a hT. Ver la leyenda de la Figura 1 para el resto de abreviaturas. * = diferencias significativas ($P < 0.001$) entre ciclistas profesionales y no profesionales*

Tabla 1. Características de los ciclistas y dimensiones de sus bicicletas

La Tabla 2 muestra que el nivel de los ciclistas (profesionales vs no profesionales) influye en la eficiencia mecánica de pedaleo ($F= 5.1$ y $P<0.05$), observándose en los ciclistas profesionales un menor impulso negativo ($F= 10.3$ y $P<0.01$) y un menor torque mínimo ($F= 9.7$ y $P<0.01$), mientras que el torque máximo ($F= 3.4$ y $P= 0.07$) y el impulso positivo ($F= 1.4$ y $P= 0.24$) tuvieron una influencia menor (Figuras 4A, 4B y 4C). Al incrementar la potencia de pedaleo (200, 250 y 300 W) aumentó la eficiencia mecánica ($F= 88.9$ y $P<0.001$), porque aumentaron el torque máximo ($F= 76.2$ y $P<0.001$) y el impulso positivo ($F= 331.9$ y $P<0.001$), mientras

disminuyeron el torque mínimo ($F= 12.0$ y $P<0.001$) y el impulso negativo ($F= 22.7$ y $P<0.001$) (Figura 4D). La cadencia de pedaleo fue similar en todas las pruebas, independientemente del nivel de los ciclistas ($F= 0.004$ y $P= 0.95$) y la potencia ($F= 0.47$ y $P= 0.62$).

La potencia de pedaleo afectó al rango de movimiento del tobillo ($F= 3.7$ y $P<0.05$), que fue de 22.3 ± 0.9 , 23.6 ± 0.9 y $24.7\pm 1.0^\circ$ a los 200, 250 y 300 W, respectivamente, y también a la flexión del tobillo ($F= 3.4$ y $P<0.05$), que fue de 116.0 ± 1.1 , 114.6 ± 1.0 y $113.0\pm 1.0^\circ$, respectivamente. Las variables cinemáticas de la rodilla y la cadera no

		PROFESIONALES (n= 11)		NO PROFESIONALES (n= 23)	
		Media±EEM	Rango	Media±EEM	Rango
200 W	FP (rpm)	91.44 ± 0.35	89.30 – 92.66	91.30 ± 0.14	90.61 – 93.48
	Tmax (N·m)	44.53 ± 0.96	39.53 – 50.99	47.61 ± 0.66*	41.59 – 54.71
	Tmin (N·m)	-10.43 ± 0.67	-13.60 – -6.37	-12.23 ± 0.58*	-19.51 – -8.28
	IP (N·s)	47.52 ± 0.58	43.25 – 50.17	49.58 ± 0.48*	44.53 – 54.25
	IN (N·s)	-10.54 ± 0.60	-13.15 – -6.64	-12.15 ± 0.49*	-17.20 – -8.75
	EM (%)	81.97 ± 0.73	79.23 – 86.68	80.46 ± 0.49	75.87 – 85.14
250 W	FP (rpm)	91.20 ± 0.34	89.72 – 92.98	91.17 ± 0.09	90.21 – 92.11
	Tmax (N·m)	51.20 ± 1.23#	45.89 – 58.77	54.03 ± 0.78*#	46.97 – 62.98
	Tmin (N·m)	-9.05 ± 0.63#	-11.28 – -5.79	-11.08 ± 0.53*#	-16.11 – -6.84
	IP (N·s)	55.06 ± 0.53#	52.87 – 57.62	57.01 ± 0.47*#	53.01 – 62.11
	IN (N·s)	-8.64 ± 0.59#	-11.18 – -6.06	-10.58 ± 0.46*#	-15.42 – -6.16
	EM (%)	86.54 ± 0.71#	83.20 – 89.91	84.48 ± 0.47*#	80.11 – 89.72
300 W	FP (rpm)	91.10 ± 0.31	89.32 – 92.9	91.24 ± 0.14	89.89 – 92.66
	Tmax (N·m)	57.15 ± 1.33#	52.18 – 66.94	58.73 ± 0.82#	53.48 – 68.33
	Tmin (N·m)	-7.68 ± 0.64#	-10.09 – -3.99	-9.06 ± 0.52#	-14.28 – -4.9
	IP (N·s)	63.07 ± 0.66#	59.68 – 66.66	63.83 ± 0.52#	58.71 – 69.05
	IN (N·s)	-6.37 ± 0.69#	-10.62 – -3.65	-8.40 ± 0.51*#	-13.61 – -3.77
	EM (%)	90.94 ± 0.84#	86.09 – 94.81	88.53 ± 0.53*#	83.53 – 94.17

FP= frecuencia de pedaleo o cadencia; Tmax= Torque máximo; Tmin= Torque mínimo; IP= Impulso positivo; IN= Impulso negativo; EM= Eficiencia mecánica. Ver leyenda de la Figura 2 para una mejor comprensión. * = diferencias significativas ($P<0.05$) entre ciclistas profesionales y no profesionales. # = diferencias significativas ($P<0.05$) respecto a la potencia anterior

Tabla 2. Cadencia y variables cinéticas de pedaleo a 200, 250 y 300 W (90 rpm) en los dos grupos de ciclistas analizados

se vieron sistemáticamente afectadas por la potencia de pedaleo. El rango de movimiento de la rodilla aumentó ($P < 0.05$) entre 200 ($74.4 \pm 0.5^\circ$) y 250 W ($74.9 \pm 0.5^\circ$) debido a una mayor extensión (145.7 ± 0.6 y $145.3 \pm 0.6^\circ$, respectivamente). El rango de movimiento de la cadera disminuyó ($P < 0.05$) entre 250 y 300 W (43.5 ± 0.3 y $42.9 \pm 0.3^\circ$, respectivamente), debido a una menor flexión (20.6 ± 0.4 y $20.2 \pm 0.4^\circ$, respectivamente). La Tabla 3 muestra los valores cinemáticos medios de las tres potencias analizadas, observando que los

ciclistas profesionales tuvieron un mayor rango de movimiento de la rodilla ($F = 3.9$ y $P < 0.05$). En la cadera se observa una mayor extensión ($F = 12.9$ y $P < 0.001$), menor flexión ($F = 14.4$ y $P < 0.001$), y mayores movimientos antero-posterior ($F = 5.7$ y $P < 0.05$) y vertical ($F = 9.2$ y $P < 0.01$). No se observaron diferencias significativas en el tobillo.

La Figura 5 muestra una correlación inversa ($p < 0.001$) entre la masa de los ciclistas y la eficiencia mecánica de pedaleo a todas las potencias analizadas.

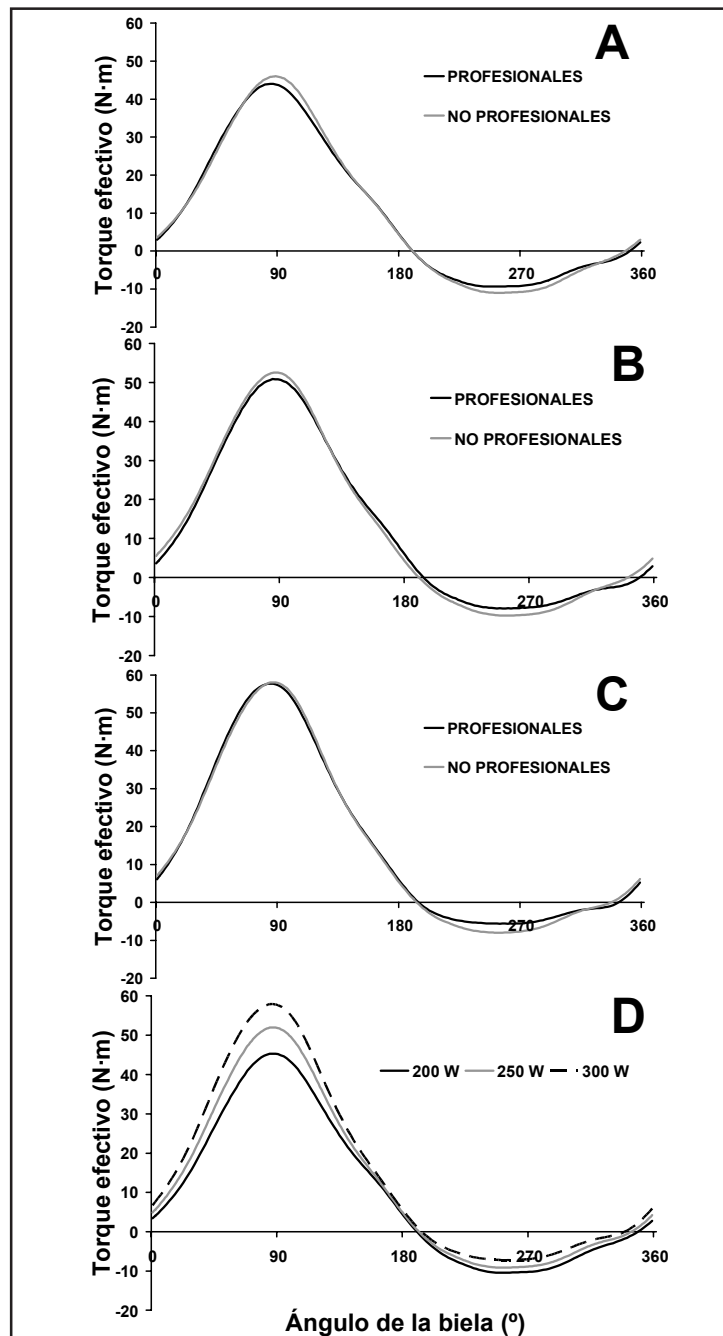


Figura 4. Perfil de torque efectivo producido por los ciclistas profesionales y no profesionales a los 200 W (A), 250 W (B) y 300 W (C). Torque efectivo medio de los dos grupos de ciclistas a las potencias mencionadas (D)

		PROFESIONALES (n= 11)		NO PROFESIONALES (n= 23)	
		Media±EE M	Rango	Media±EE M	Rango
Rodilla	Extensión (°)	146.4 ± 0.9	142 – 150	145.5±0.8	137 – 152
	Flexión (°)	70.6 ± 0.9	66 – 74	70.9 ± 0.5	67 – 76
	ROM (°)	75.8 ± 0.6	73 – 81	74.6 ± 0.7*	68 – 83
Cadera	Extensión (°)	64.9 ± 0.5	62 – 67	62.8 ± 0.6*	57 – 71
	Flexión (°)	21.7 ± 0.5	19 – 24	19.4 ± 0.6*	13 – 26
	ROM (°)	43.1 ± 0.4	41 – 46	43.4 ± 0.5	40 – 49
	A-P (cm)	2.26 ± 0.13	1.50 – 2.67	2.00 ± 0.12*	1.10 – 3.33
	Baso (cm)	4.63 ± 0.18	3.67 – 5.5	4.22 ± 0.14*	2.83 – 5.2
Tobillo	Extensión (°)	136.9 ± 1.4	130 – 146	137.8 ± 1.4	124 – 150
	Flexión (°)	112.5 ± 2.0	101 – 124	114.3 ± 1.3	102 – 126
	ROM (°)	24.4 ± 1.5	15 – 31	23.5 ± 1.2	13 – 36

ROM= Rango de movimiento. Ver leyenda de la Figura 3 para una mejor comprensión. * = diferencias significativas ($P < 0.05$) entre ciclistas profesionales y no profesionales

Tabla 3. Cinemática de la rodilla, la cadera y el tobillo durante el pedaleo (media de 200, 250 y 300 W) en los dos grupos de ciclistas analizados

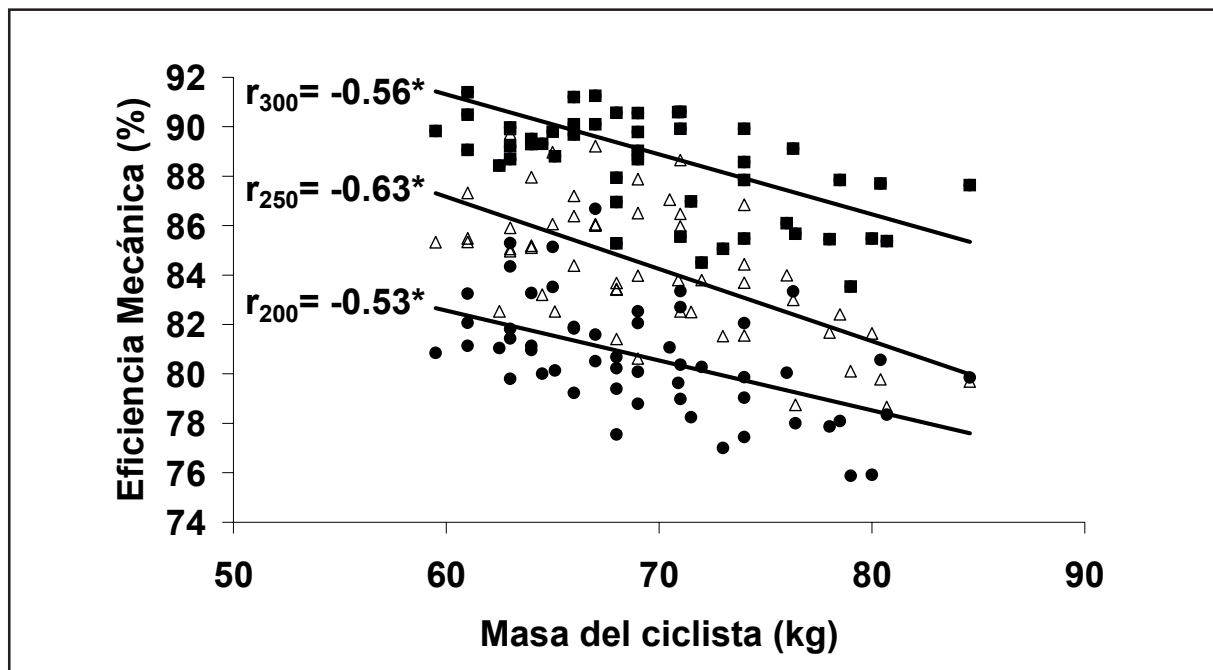


Figura 5. Correlación entre la masa de todos los ciclistas analizados y su eficiencia mecánica a 200 W (r_{200}), 250 W (r_{250}) y 300 W (r_{300}). Relaciones significativas: * $P < 0.001$

Discusión

El principal hallazgo de este trabajo ha sido demostrar que la eficiencia mecánica de pedaleo es mayor en ciclistas profesionales que en ciclistas no profesionales. Ningún estudio previo había obtenido estas diferencias, a pesar de que podrían parecer obvias. Nuestros resultados son contrarios a los obtenidos por Coyle et al. (1991), donde los ciclistas de mayor nivel parecían tener menor eficiencia mecánica que los ciclistas de menor nivel (mayor torque máximo y menor «index of effectiveness»). Sin embargo, la potencia de pedaleo fue muy diferente entre los dos grupos de ciclistas (346 ± 7 y 311 ± 12 W, respectivamente), y pudo afectar a la eficiencia mecánica de pedaleo [27, 34]. En el presente trabajo se ha demostrado que conforme aumenta la potencia de pedaleo aumenta la eficiencia mecánica (Tabla 2), principalmente por la disminución del torque/impulso negativo conforme aumenta la potencia (Tabla 2 y Figura 4D). Esto también ha sido demostrado previamente [26, 27, 29], y se considera una estrategia de los ciclistas para reducir la necesidad de impulso positivo conforme aumenta la potencia [26].

Sanderson (1991) también observó que existía una tendencia no significativa a que los ciclistas de competición tuvieran una menor eficiencia mecánica que los ciclistas de recreación a la misma potencia de pedaleo (mayor impulso positivo para compensar su mayor impulso negativo). Sin embargo, este autor reconoce que la mayor masa de los ciclistas de competición (75.2 ± 11.2 y 70.5 ± 8.8 kg, respectivamente), los cuales presumiblemente también tenían más masa en las piernas, pudo producir un mayor efecto inercial que contribuyó al mayor impulso negativo. Nuestros resultados refrendan esta hipótesis, observando una correlación negativa entre la masa de los ciclistas y la eficiencia mecánica (Figura 5). Años más tarde Sanderson et al. (2000) replicaron parte de su estudio, y obtuvieron resultados bastante diferentes. Ellos observaron una tendencia no significativa a que los ciclistas de competición tuvieran mayor eficiencia mecánica que los ciclistas de recreación (menores impulsos positivo y negativo). Sin embargo, esta vez los ciclistas de competición eran bastante más pequeños que los de recreación (68 ± 10 kg y 75 ± 11 kg, respectivamente), ocurriendo lo contrario que en su estudio anterior. El hecho de que los ciclistas de nuestro trabajo tuvieran características antropométricas similares (Tabla 1) nos hace descartar la antropometría como la posible

causa de las diferencias encontradas en la eficiencia mecánica de pedaleo. Posiblemente estas diferencias se deban a la mayor edad y experiencia de los ciclistas profesionales (Tabla 1), sin embargo, también podrían deberse al mayor nivel de maestría técnica de los ciclistas profesionales. Futuros trabajos longitudinales deben evaluar si el entrenamiento a largo plazo mejora la eficiencia mecánica, cuestión que sí ha sido demostrada al analizar la eficiencia muscular [15, 28].

Destacamos la alta eficiencia mecánica de los ciclistas utilizados en el presente estudio, ya que en el mismo ergómetro, a la misma cadencia, y con ciclistas bien entrenados (mínimo 5 años de experiencia) de características antropométricas similares (175.2 ± 5.6 cm y 69.1 ± 7.1 kg), el torque máximo aplicado para pedalear a 276.8 W (entre 56.5 y 59.2 N·m) [3] fue similar al aplicado por nuestros ciclistas profesionales y no profesionales para pedalear a 300 W (57.15 y 58.73 N·m, respectivamente). Además, en otro trabajo realizado en el mismo cicloergómetro con triatletas con 9 años de experiencia (181 ± 8 cm y 72.2 ± 6.8 kg) [8], en una posición similar de agarre del manillar y a la misma cadencia, necesitaron aplicar una fuerza máxima para pedalear a 238.2 W (320 N) superior a la de nuestros ciclistas para pedalear a 250 W (51.20 N·m ó 295 N y 54.03 ó 310 N, respectivamente). Esta necesidad de utilizar más fuerza/torque máximos para pedalear a una potencia menor puede deberse a la mayor fuerza/torque mínimas de los triatletas (-63.9 N), comparadas con los ciclistas del presente estudio (-9.05 N·m ó -52.1 N y -11.08 N·m ó -63.6 N, respectivamente). Estudios recientes han demostrado una mayor eficiencia mecánica de los ciclistas comparados con los triatletas, pero sólo a 60 y 75 rpm [5], y no a 90 rpm, posiblemente porque la potencia a la que pedalearon fue muy diferente (272 y 249 W, respectivamente). Una vez más se pone de manifiesto la necesidad de estandarizar la potencia y la cadencia de pedaleo cuando se quiere comparar la eficiencia mecánica de diferentes grupos de ciclistas [19, 26]. En el estudio de Candotti et al. (2007), los ciclistas necesitaron aplicar más de 400 N de fuerza máxima para pedalear a 272 W. Estos valores parecen demasiado elevados, comparados con los observados en nuestros ciclistas a 300 W (57.15 N·m ó 329 N y 58.73 N·m ó 337 N, respectivamente), lo que también podría deberse al diferente ergómetro utilizado.

Hoy día sólo el ergómetro utilizado en el presente estudio es capaz de registrar el torque en ambas piernas por separado y está comercialmente

disponible para cualquier investigador. Por este motivo hemos podido realizar esta investigación y comparar nuestros datos con los de otros trabajos previos [3, 8]. Una característica común a los estudios que utilizan pedales dinamométricos [7, 26, 27, 31] es que estos sistemas no son estándares ni están disponibles comercialmente. Cada investigador debe construirlos, adaptarlos a la bicicleta y posteriormente validarlos, lo cual supone un retardo en el avance en biomecánica del ciclismo. Además, observamos que varios estudios [7, 8, 26, 27, 31] utilizan una longitud de la biela similar para todos los ciclistas (ej. 170 mm), o incluso, a veces, no se indica la longitud de biela utilizada [3, 5]. En algunos casos esto puede deberse a la complejidad de ajustar el mecanismo a diferentes bielas, y a la propia dificultad de fijar los transductores de fuerza al pedal, lo cual puede modificar los parámetros mecánicos de la pedalada [34]. La longitud de biela es una variable que influye en la eficiencia mecánica de pedaleo, debiendo ser mayor en los ciclistas de mayor talla [11, 16]. En el presente estudio se seleccionó la longitud de biela utilizada por los ciclistas en sus bicicletas en vez de una biela de longitud estándar. Esta variable no fue diferente entre los dos grupos de estudio (Tabla 1), por lo que las diferencias tampoco son justificables desde este punto de vista. Nosotros pensamos que son necesarios más ergómetros estándares para evaluar la eficiencia mecánica en ciclismo, y que estos deben permitir adaptar su longitud de biela a la utilizada por los ciclistas durante el entrenamiento.

Una característica importante del presente estudio es que también el resto de las dimensiones de las bicicletas, tanto absolutas (e.g. altura del sillín) como relativas (e.g. altura del sillín respecto a la altura trocánterea de los ciclistas), fueron similares en ambos grupos (Tabla 1). También fue similar la extensión máxima de la rodilla (Tabla 3), siendo una variable utilizada para analizar el ajuste de la altura del sillín [20]. Se ha sugerido que los ciclistas de bajo nivel tienen más dificultades para ajustar la altura de su sillín, adoptando normalmente una posición relativamente baja [1], que es menos eficiente [11, 13, 21, 33]. Sin embargo, los ciclistas no profesionales del presente estudio no son ciclistas de bajo nivel, y las diferencias observadas en eficiencia mecánica tampoco son justificables por este factor. Por ejemplo, la altura del sillín relativa a la altura de la entrepierna y del trocánter (Tabla 1) coinciden con las recomendadas (106-109% y 100%, respectivamente) en estudios previos de ciclismo [13, 20, 33]. La extensión de rodilla (Tabla 3) también coincide con la

recomendada (145-155°), aunque los valores se encuentran en el límite inferior (cerca de 145°) posiblemente porque estos estudios utilizan goniometría estática [20], y no goniometría dinámica (presente estudio). De hecho, en estudios que han seguido una metodología similar a la nuestra, la extensión de rodilla con una altura del sillín del 100% de la altura trocánterea (146.4-147.5°) y con un 109% de la altura de la entrepierna (147° con una biela de 180 mm) es comparable con nuestros datos [21, 32].

El incremento de potencia de pedaleo afectó fundamentalmente al rango de movimiento del tobillo y a su flexión. Esto podría justificarse por una mayor extensión de rodilla a 250 W y una menor flexión de cadera a los 300 W, compensando la mayor flexión de tobillo a ambas potencias. Que la cinemática de la rodilla no cambie coincide con los resultados encontrados por Savelberg et al. (2003) al manipular la posición del tronco. Que sólo cambie la cinemática del tobillo coincide con los resultados de Shan (2008) al evaluar los efectos de un sistema de pedaleo no circular. Ambos trabajos destacaron la importancia del tobillo en la mecánica del pedaleo [29, 30]. Ningún estudio previo ha analizado el efecto de la potencia en la cinemática de pedaleo. De otra parte, las principales diferencias cinemáticas entre los dos grupos de ciclistas se han obtenido en la articulación de la cadera (Tabla 3). Conocemos que los músculos extensores de la cadera contribuyen más al pedaleo que los extensores del tobillo y de la rodilla [22], y es posible que los ciclistas profesionales implicaran más esta articulación. Sin embargo, debemos tener en cuenta las siguientes limitaciones del presente estudio, que pueden condicionar la interpretación de los datos cinemáticos: a- utilizar un sistema de análisis 2D en vez de 3D, aunque algunos estudios demuestran la fiabilidad del análisis 2D de los movimientos de flexo-extensión de la rodilla, el tobillo y, fundamentalmente la cadera [14]; b- no analizar la coordinación o «timing» del pedaleo, como por ejemplo, el momento donde se produce la máxima flexión y extensión de las diferentes articulaciones; c- no analizar las fuerzas producidas por la cadera, la rodilla y el tobillo, por ejemplo, mediante dinámica inversa. Esto último no es posible si no se conoce la dirección de la fuerza aplicada al pedal [17], y nosotros sólo pudimos analizar la fuerza perpendicular aplicada a la biela. Por lo tanto, el análisis cinemático 2D del presente trabajo sólo pretendía comprobar si existía igualdad en la posición sobre la bicicleta (e.g. máxima extensión de rodilla) de los dos grupos de ciclistas. Futuros

estudios deberían confirmar y justificar si el nivel de maestría técnica afecta al movimiento de la cadera, como futuros estudios deben comprobar los efectos de la potencia y la cadencia de pedaleo en la cinemática de la extremidad inferior.

Conclusiones

Este es el primer estudio que demuestra que la eficiencia mecánica de pedaleo es mayor en ciclistas de mayor nivel competitivo (profesionales vs no profesionales). Estas diferencias no pueden atribuirse a las características antropométricas de los ciclistas, a las medidas absolutas o relativas de sus bicicletas o a la cinemática 2D de su extremidad inferior. Posiblemente los años de experiencia en ciclismo sean la causa de estas diferencias, aunque también podrían deberse a un mayor nivel de maestría técnica. Futuros estudios deben analizar los efectos del entrenamiento en la eficiencia mecánica, y confirmar y justificar algunos resultados cinemáticos observados en el presente trabajo.

Agradecimientos

Al Consejo Superior de Deportes (Gobierno de España), por haber financiado el proyecto titulado «Diseño y aplicación de un modelo biomecánico para el análisis técnico del pedaleo en ciclistas de ruta» en el marco de las Ayudas a las Universidades Públicas y Privadas y Entidades Públicas, para la realización de proyectos de apoyo científico y tecnológico al deporte (2007/08). A la Fundación Ciclista de Euskadi (Euskadiko Txirrindularitza Iraskundea), por haber financiado el convenio titulado «Biomecánica del ciclismo» en el marco de los convenios entre la Universidad de León y la Empresa (2006/07 y 2008/09). A todos los ciclistas que voluntariamente se prestaron desinteresadamente a formar parte de este trabajo, y sin los cuales no hubiera podido llevarse a cabo.

Bibliografía

1. **Alvarez G.** Análisis y optimización biomecánica de la técnica de pedaleo ciclista. San Sebastián. Tesis Doctoral. Universidad de Navarra. 1995.
2. **Belluye N, Cid M.** Approche biomécanique du cyclisme moderne, données de la littérature. *Science & Sports* 2001; 16: 71-87.
3. **Bieuzen F, Hausswirth C, Couturier A, Brisswalter J.** Prior muscular exercise affects cycling pattern. *Int J Sports Med.* 2008; 29(5): 401-7.
4. **Broker JF.** Cycling biomechanics: road and mountain. In: Burke ER, editor. *High Tech Cycling.* Champaign, IL: Human Kinetics, 2003, p. 147-175.
5. **Candotti CT, Ribeiro J, Soares DP, Reischak A, Fagundes J, Guimaraes AC.** Effective force and economy of triathletes and cyclists. *Sports Biomech* 2007; 6(1): 31-43.
6. **Cavanagh PR, Sanderson DJ.** The biomechanics of cycling: studies of the pedaling mechanics of elite pursuit riders. In: Burke ER, editor. *Science of cycling.* Champaign, Illinois, Human Kinetics, 1986, p. 27-30.
7. **Coyle EF, Feltner ME, Kautz SA, Hamilton MT, Montain SJ, Baylor AM, Abraham LD, Petrek GW.** Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance. *Med Sci Sports Exerc* 1991; 23(1): 93-107.
8. **Dorel S, Couturier A, Hug F.** (2008) Influence of different racing positions on mechanical and electromyographic patterns during pedalling. *Scand J Med Sci Sports* 2009; 19(1): 44-54.
9. **Ettema G, Loras HW.** Efficiency in cycling: a review. *J Appl Physiol* 2009; 106: 1-14
10. **Faria EK, Parker DL, Faria IE.** The science of cycling. Factors affecting performance – Part 2. *Sports Med* 2005; 35 (4): 313-337.
11. **Faria I.** Energy expenditure, aerodynamics and medical problems in cycling. *Sports Med* 1992; 14 (1): 43-63.
12. **García-López J, Rodríguez-Marroyo JA, Juneau CE, Peleteiro J, Martínez AC, Villa JG.** Reference values and improvement of aerodynamic drag in professional cyclists. *J Sports Sci* 2008; 26 (3): 277-286.
13. **Gregor RJ, Broker JP, Ryan MM.** The biomechanics of cycling. *Exerc Sports Sci Rev* 1991; 19: 127-169.
14. **Growney E, Meglan D, Johnson M, Cahalan T, An K-N.** Repeated measures of adult normal walking using a video tracking system. *Gait Posture* 1997; 6(2):147-162.
15. **Hopker J, Coleman D, Passfield L.** Changes in Cycling Efficiency during a Competitive Season. *Med Sci Sports Exerc* 2009; 41 (4): 912-919.
16. **Hull ML, Gonzalez HK.** Bivariate optimization of pedalling rate and crank arm length in cycling. *J Biomech* 1988; 21 (10): 839-849
17. **Hull ML, Jorge M.** A method for biomechanical analysis of bicycle pedalling. *J Biomech* 1985; 18 (9): 631-644.
18. **Korff T, Romer LM, Mayhew I, Martin JC.** Effect of Pedaling Technique on Mechanical Effectiveness and Efficiency in Cyclists. *Med Sci Sports Exerc* 2007; 39 (6): 991-995.
19. **Neptune RR, Herzog W.** The association between negative muscle work and pedaling rate. *J Biomech* 1999; 32(10): 1021-6.

19. **Peveler, WW.** Effects of saddle height on economy in cycling. *J Strength Cond Res* 2008; 22(4): 1355-9.
20. **Price D, Donne B.** Effect of variation in seat tube angle at different seat heights on submaximal cycling performance in man. *J Sports Sci* 1997; 15(4): 395-402.
21. **Redfield R, Hull ML.** Prediction of pedal forces in bicycling using optimization methods. *J Biomech* 1986; 19(7): 523-540.
22. **Reiser M, Meyer T, Kindermann W, Daugs R.** Transferability of workload measurements between three different types of ergometer. *Eur J Appl Physiol* 2000; 82(3): 245-9.
23. **Rodríguez-Marroyo JA, García-López J, Chamari K, Hue O, Villa JG.** The rotor pedaling system improves anaerobic but not aerobic cycling performance in professional cyclists. *Eur J Appl Physiol* 2009; 106: 87-94.
24. **Rodríguez-Marroyo JA, García-Lopez J, Villa JG, Córdoba A.** Adaptation of pedaling rate of professional cyclist in mountain passes. *Eur J Appl Physiol* 2008; 103(5): 515-22.
25. **Sanderson DJ, Henning EM, Black AH.** The influence of cadence and power output on force application and in shoe pressure distribution during cycling by competitive and recreational cyclists. *J Sports Sci* 2000; 18(3): 173-181.
26. **Sanderson DJ.** The influence of cadence and power output on the biomechanics of force application during steady-rate cycling in competitive and recreational cyclists. *Sports Sci* 1991; 9(2): 191-203.
27. **Santalla A, Naranjo J, Terrados N.** Muscle efficiency improves over time in world-class cyclists. *Med Sci Sports Exerc* 2009; 41(5): 1096-101.
28. **Savelberg H, Van de Port I, Willems P.** Body Configuration in Cycling Affects Muscle Recruitment and Movement Pattern. *J Appl Biomech* 2003; 19(4): 310-324
29. **Shan G.** Biomechanical evaluation of bike power saver. *Appl Ergon* 2008; 39(1): 37-45.
30. **Stapelheldt B, Mornieux G, Oberheim R, Belli A, Gollhofer A.** Development and evaluation of a new bicycle instrument for measurements of pedal forces and power output in cycling. *Int J Sports Med* 2007; 28(4): 326-32.
31. **Too D, Landwer GE.** The effect of pedal crank arm length on joint angle and power production in upright cycle ergometry. *J Sports Sci* 2000; 18(3): 153-61.
32. **Too D.** Biomechanics of cycling and factor affecting performance. *Sports Med* 1990; 10(5): 286-302.
33. **Zameziati K, Mornieux G, Rouffet D, Belli A.** Relationship between the increase of effectiveness indexes and the increase of muscular efficiency with cycling power. *Eur J Appl Physiol* 2006; 96(3): 274-281