



UNIVERSIDAD DE LEÓN

Departamento de Educación Física y Deportiva

TESIS DOCTORAL

Comparación de diferentes
métodos de ajuste de la bicicleta
en ciclistas entrenados.

Influencia de factores
biomecánicos y energéticos

Buenaventura Ferrer Roca

León, 2015



universidad
de león

Comparación de diferentes
métodos de ajuste de la bicicleta
en ciclistas entrenados.

Influencia de factores
biomecánicos y energéticos

Tesis Doctoral realizada por Buenaventura Ferrer Roca en el
Departamento de Educación Física y Deportiva de la Universidad de
León, dirigida por el Doctor Juan García López.

Buenaventura Ferrer Roca

León, 2015

*A mis padres,
gracias a vuestro esfuerzo y cariño
puedo estar dónde estoy y hacer lo que hago.*

AGRADECIMIENTOS

La realización de una Tesis Doctoral se basa en el compromiso y en el trabajo diario. Por supuesto que requiere un gran esfuerzo de uno mismo, pero sin el apoyo personal, científico y técnico de muchas personas no se hubiera llevado a cabo esta Tesis. Este espacio es para agradecer su apoyo y colaboración.

A mi director de Tesis y amigo, Juan García López, por marcarme el camino, y tener la paciencia necesaria para llevar esta Tesis a buen puerto. Gracias por tu dedicación, compromiso y apoyo en todo momento.

Al CAR de Sant Cugat por darme la cobertura administrativa necesaria para compatibilizar mi trabajo diario con la realización de esta Tesis Doctoral. Especialmente, mi gratitud a Xavier Balius, por creer en mí desde el principio y seguir apoyando este proyecto hasta el final.

A la Escuela Profesional de Medicina de la Educación Física y del Deporte, especialmente al Dr. Toni Turmo por su ayuda desinteresada y su apoyo incondicional, haciendo posible la realización del segundo y tercer estudio de esta Tesis.

A mi compañero en el departamento de Biomecánica del CAR, Andreu Roig, por su colaboración en los primeros pasos de esta Tesis y por enseñarme que la inconformidad, el esfuerzo y creer en uno mismo son claves en cualquier proyecto.

Al departamento de Fisiología del CAR y especialmente al Dr. Piero Galilea Dr. Franchek Drobnic, Montse Banquells, y al Dr. Joan Riera por su colaboración y apoyo en el tercer estudio de esta tesis.

A Raul Bescós, por contagiarme la pasión por la investigación y por el trabajo bien hecho y enseñarme que con orden y determinación quien quiere, puede.

A Víctor Rivero y Ana Ogueta, por su generosidad y colaboración en el cuarto estudio de esta Tesis.

A Leti, por apoyarme en todo momento, recordarme y convencerme de que estamos en este mundo para disfrutar de la vida.



"Life is like riding a bicycle. To keep your balance, you must keep moving"

Albert Einstein, 1930

Parte de los resultados de esta memoria han sido objeto de las siguientes publicaciones:

Ferrer-Roca, V., Roig, A., Galilea, P., & Garcia-Lopez, J. (2012). Influence of saddle height on lower limb kinematics in well-trained cyclists: static *vs* dynamic evaluation in bike fitting. *J Strength Cond Res*, 26(11), 3025-3029.

Ferrer-Roca, V., Bescos, R., Roig, A., Galilea, P., Valero, O., & Garcia-Lopez, J. (2014). Acute effects of small changes in bicycle saddle height on gross efficiency and lower limb kinematics. *J Strength Cond Res*, 28(3), 784-791.

Ferrer-Roca, V; Rivero Palomo, V; Ogueta Alday, A; Rodríguez-Marroyo, JA; García-López, J. (2015). Acute effects of small changes in crank length on gross efficiency and pedalling technique during submaximal cycling (Submitted-under 3d review, minor review, J Sports Sci)

Ferrer-Roca, V; Roig, A; Galilea, P; García-López, J (2011). Static versus dynamic evaluation in bike fitting: Influence of saddle height on lower limb kinematics. In Vilas-Boas, JP; Machado, L; Wangdo, K; Veloso, AP (eds), *Biomechanics in Sports 29*, Port J Sport Sci, 11 (Suppl. 2): 227-230.

Rivero Palomo, V; Ferrer-Roca, V; Ogueta-Alday, A; Rodríguez-Marroyo, J.A; García-López, J. (2013). Influencia de la longitud de la biela en la eficiencia y biomecánica del pedaleo submáximo. *Biomecánica*, 21(1), 46-57.

Parte de los resultados de esta memoria han sido objeto de las siguientes comunicaciones:

Ferrer-Roca, V; Roig, A; Borrás, X; Galilea, P.A; García-López, J. (2010). Caracterización del patrón de pedaleo en ciclistas de alto rendimiento. *XXXIII Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales*, Valencia (España).

Ferrer-Roca, V; Roig, A; Galilea, P; García-López, J. Static versus dynamic evaluation in bike fitting: Influence of saddle height on lower limb kinematics (2011). *International Symposium on Biomechanics in Sports*, Porto (Portugal).

Ferrer-Roca, V; Bescós, R; Roig, A; Galilea, P.A; Valero, O; García-López, J. (2012). Cambios en la eficiencia y cinemática de la extremidad inferior debido a modificaciones en la altura del sillín. *XXXV Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales*, Madrid (España)

Rivero Palomo, V; Ferrer-Roca, V; Ogueta-Alday, A; Rodríguez-Marroyo, JA; García-López, J. (2013). Influencia de la longitud de la biela en la eficiencia y biomecánica del pedaleo submáximos. *XXXVI Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales*, Granada (España).

Ferrer-Roca, V; Bescós, R; Roig, A; Galilea, P; Valero, O; García-López, J. (2013). Acute effects of small changes in saddle height on pedalling efficiency and lower limb kinematics. *18th annual Congress of the European College of Sport Science*. Barcelona (España).

Ferrer-Roca, V; Rivero Palomo, V; Ogueta-Alday, A; Rodríguez-Marroyo, JA; García-López, J. (2014). Acute effects of small changes in crank length on gross efficiency and pedalling technique during submaximal cycling. *2nd World Congress of Cycling Science*. Leeds (England). *Journal of Science and Cycling*, 3 (2): 16.

ABREVIATURAS Y SÍMBOLOS UTILIZADOS

%	porcentaje
~	Aproximadamente
<	menor que
>	mayor que
2D	dos dimensiones
3D	tres dimensiones
ATP	adenosín trifosfato
cm	centímetro
CO ₂	dióxido de carbono
CSD	Consejo Superior de Deportes
CV	coeficiente de variación
DE	desviación estándar
F	estadístico F de Fisher-Snedecor
e.g.	<i>exempli gratia</i> , por ejemplo
EMG	electromiografía
ES	tamaño del efecto
et al	et alli, y colaboradores
GPS	Global Position System
gr	gramo
h	hora
Hz	hercio
ICC	índice de correlación intraclase
i.e.	id est, esto es, es decir
kg	kilogramo
km	kilómetro
km·h ⁻¹	kilómetro por hora
l·min ⁻¹	litros por minuto
m	metro

min	minuto
ml	mililitro
ml·kg ⁻¹ ·min ⁻¹	mililitro por kilogramo de peso y por minuto
mm	milímetro
ms	milisegundo
N·m	newton por metro
n	tamaño de la muestra
°	grado
°C	grado centígrado
<i>p</i>	nivel de significación
ppm	pulsaciones por minuto
r	coeficiente de correlación
RCT	umbral de compensación respiratorio
RER	cociente respiratorio
RPE	percepción subjetiva del esfuerzo
rpm	revoluciones por minuto
s	segundo
VO ₂	consumo de oxígeno
VO _{2max}	máximo consumo de oxígeno
<i>vs</i>	versus, frente, contra a
W	vatios
W·kg ⁻¹	vatios por kilogramo de peso
W·l ⁻¹	vatios por litro de oxígeno

RESUMEN

El rendimiento en el ciclismo de ruta depende, entre otros, de factores fisiológicos (VO_{2Max} , intensidad de pedaleo, eficiencia de pedaleo, fatiga, edad y género), medio-ambientales (aire-viento, presión atmosférica, temperatura-humedad relativa y pendiente del terreno), psicológicos (“selftalk”, foco de atención y teleoanticipación), ligados al entrenamiento (resistencia, fuerza, aclimatación al calor, entrenamiento en altura, entrenamiento de la técnica, tapering), nutricionales (estrategia nutricional competitiva) y biomecánicos (fuerzas resistivas, fuerzas propulsivas, cinemática del pedaleo y configuración de la bicicleta). Aunque todavía existen ciertas discrepancias sobre la verdadera influencia de algunos de estos factores, se ha demostrado que una apropiada configuración de la bicicleta reduce las fuerzas de arrastre aerodinámico, modifica tanto la coordinación muscular como el patrón de las fuerzas aplicadas al pedal y, consecuentemente, mejora el gasto energético (eficiencia de pedaleo). La posición del sillín y la longitud de la biela son factores clave en la cadena cinética de la pedalada, y por tanto pueden contribuir significativamente a modificaciones de la eficiencia de pedaleo.

Todavía existe en la literatura cierta controversia sobre cuál es el mejor método para ajustar el sillín. A día de hoy, se siguen utilizando referencias antropométricas (e.g. 106-109% de la longitud de la entrepierna) establecidas en los años 70 y 80, cuando probablemente se utilizaban materiales muy diferentes a los que se utilizan en la actualidad (e.g. pedales con rastrales *vs* pedales automáticos). Con el objetivo de mejorar este método antropométrico, diversos autores recomiendan el método de goniometría estática (25-35° de flexión de rodilla estando el ciclista sentado en la bicicleta). Por otra parte, la incorporación de nuevas tecnologías ha permitido desarrollar el método de goniometría dinámica. Mediante el uso de sistemas de análisis fotogramétrico 2D, se establece un ángulo de trabajo (30-40° de flexión de rodilla) con el objetivo de optimizar la longitud muscular y el brazo de palanca, los cuáles varían con el cambio de altura del sillín.

En el ciclismo de ruta de alto nivel, pequeños detalles pueden definir el resultado final. Además, el margen en las modificaciones que se pueden realizar en la configuración de la bicicleta a este nivel es muy estrecho. Hasta la fecha, en la literatura, se ha demostrado que cambios amplios en el reglaje de la bicicleta pueden afectar a la cadena cinética y a la eficiencia de pedaleo. Pero sin embargo, no queda claro, si pequeños ajustes de factores como la altura del sillín o la longitud de la biela, asumibles por ciclistas de alto nivel, realmente afectan a la biomecánica y la eficiencia de pedaleo.

Para intentar dar respuesta a estas cuestiones, la presente Tesis Doctoral ha propuesto los siguientes objetivos, desarrollados a través de cuatro estudios: 1- comprobar si el ajuste de la altura del sillín a partir del método antropométrico asegura un pedaleo dentro del rango articular recomendado (método de goniometría dinámica), 2- comparar los métodos de goniometría estática y goniometría dinámica para ajustar la altura del sillín y analizar si las posibles diferencias entre métodos dependen de la altura relativa del sillín 3- evaluar si pequeños cambios de la altura del sillín afectan a la cinemática y a la eficiencia de pedaleo, 4- comprobar los efectos de pequeños cambios en la longitud de biela en la biomecánica y en la eficiencia de pedaleo.

En el primer estudio en el que participaron 23 ciclistas de alto nivel del mismo equipo, se demostró que el método antropométrico (106-109% de la longitud de entrepierna) no asegura un ángulo de flexión de rodilla óptimo (30-40°) durante el pedaleo (método de goniometría dinámica). De hecho, más de la mitad de los ciclistas (56.5%) estaban fuera del rango antropométrico recomendado. Probablemente, esta discrepancia se debió a que la mayoría de estudios que predicen la altura relativa del sillín a partir de la longitud de la entrepierna utilizaron mayormente los pedales con rastrales en vez de los utilizados en la actualidad, principalmente pedales automáticos. Además, se propuso una ecuación novedosa ($HS = 22.1 + (0.896 \cdot LE) - (0.15 \cdot AR)$) que

relaciona la longitud de la entrecadera (LE) con el ángulo de flexión de rodilla (AR) durante el pedaleo para ajustar una altura de sillín óptima (HS), utilizando pedales automáticos.

En un segundo estudio, realizado con 13 ciclistas entrenados, se observó que el método de goniometría estática (25-35° de flexión de rodilla) subestimaba la flexión de rodilla (9-12°), la flexión de cadera (4-7°) y la flexión plantar del tobillo (7-13°). Además, se constató que las diferencias encontradas entre el método de goniometría estática y el método de goniometría dinámica son dependientes de la altura del sillín, fundamentalmente en las articulaciones de la rodilla y el tobillo. Estos hallazgos sugieren que la utilización del método de goniometría estática podría llevar a interpretaciones erróneas sobre el grado de elongación de la musculatura implicada durante el pedaleo. Por lo tanto, para asegurar un rango de movimiento articular óptimo se recomienda el método de goniometría dinámica, basado en el análisis 2D de la extremidad inferior durante el pedaleo, que hoy en día, se puede realizar a bajo coste (cámaras de vídeo de alta velocidad y software libre).

En el tercer estudio de esta Tesis Doctoral participaron 14 ciclistas entrenados a los que se les modificó aleatoriamente su altura del sillín habitual ($\pm 2\%$) pedaleando a una intensidad submáxima (70-75% del VO_{2max}) y a cadencia fija (~90 rpm). Se demostró que pequeños cambios en la altura del sillín afectaron más a la cinemática de la extremidad inferior que a la eficiencia de pedaleo. Las diferencias entre la menor y mayor altura del sillín para la cadera, rodilla y tobillo fueron de ~4, 7 y 8° de mayor extensión, ~3, 4 y 4° de menor flexión, y ~1, 3 y 4° de mayor rango de movimiento, respectivamente. También se observaron cambios en la eficiencia de pedaleo, si bien fue necesario modificar un 4% la altura del sillín (comparación entre la posición más baja y más alta de sillín) para detectarlos. Por lo tanto, los cambios cinemáticos justificaron, sólo en parte, los cambios en eficiencia de pedaleo.

Finalmente, en el cuarto estudio, se analizó a 12 ciclistas de ruta entrenados, pedaleando a intensidad submáxima (150, 200 y 250 W) y a una cadencia de pedaleo fija (~90 rpm) para comprobar los efectos de pequeñas variaciones aleatorias (± 5 mm) de la longitud preferida de biela. Se registraron simultáneamente la cinemática y cinética del pedaleo, así como la eficiencia. Una longitud de biela mayor produjo cambios significativos en la cantidad de impulso (0.9-1.9% mayor) que los ciclistas debían realizar para pedaleo, lo que se debió a un mayor torque de pedaleo máximo (1.0-2.3 N·m) y mínimo (1.0-2.2 N·m). Al mismo tiempo, aumentó la flexión y el rango de movimiento en las articulaciones de la cadera y la rodilla (1.8-3.4°) sin cambios en el tobillo. La longitud de la biela no afectó al gasto metabólico del pedaleo (frecuencia cardíaca y eficiencia de pedaleo), posiblemente porque los cambios cinemáticos y cinéticos fueron demasiado pequeños para detectarlos.

La realización de esta Tesis Doctoral ha permitido extraer las siguientes conclusiones generales: 1- los métodos estáticos podrían ser utilizados como un primer ajuste de la altura óptima del sillín, teniendo en cuenta las nuevas ecuaciones o correcciones propuestas, pero deberían ir seguidos de un análisis de goniometría dinámica para garantizar una correcta cinemática de pedaleo, 2- pequeñas variaciones en la altura del sillín y en la longitud de la biela producen cambios importantes en la biomecánica del pedaleo, que explican en parte los cambios metabólicos observados, si bien estos últimos son menos sensibles a las modificaciones efectuadas.

ABSTRACT

The performance in road cycling depends on several factors such as physiology (VO_{2Max} , intensity, pedalling efficiency, fatigue, age, gender), environment (air-wind, atmospheric pressure, temperature, relative humidity, and the slope of the terrain) psychology, (self-talk, focus and teleoanticipation), training (strength, endurance, altitude training, heat acclimation, technique and tapering), nutrition (competitive nutritional strategy) and biomechanics (resistive forces, propulsive forces, pedalling kinematics and bicycle set-up). Although, the actual influence of some of these factors is still unknown, some studies have demonstrated the influence of proper bicycle configuration on aerodynamic drag, muscular coordinative pattern, pedal forces profile and, consequently, on energy expenditure. Saddle height and crank length are key factors in the lower limb kinetic change thus can contribute significantly on pedalling efficiency.

There is some controversy in the specific cycling literature concerning the optimal method to adjust saddle height. Anthropometric references (e.g. 106-109% of the inseam length) laid down on 70's or 80's (when toe-clip were mainly used) are still used today. The static goniometric method (cyclists should achieve a knee angle of 25-35° with the pedal located at the bottom dead centre) has been recommended in order to improve the anthropometric one. Furthermore, it has become increasingly frequent in recent years to use the dynamic goniometric method (2d analysis during pedalling), thanks to the introduction of new technologies. In this method, cyclists should achieve a knee flexion angle of 30-40° during pedalling) with the aim of optimizing muscle length and the lever arm, which vary with saddle height changes.

In high-level cycling, small details can determine the final result. Moreover, at that level, the bicycle set-up is difficult to handle because the narrow range for possible modifications. To date, some studies have demonstrated the effect of

wide changes in bicycle configuration on pedalling efficiency. However, the influence of small changes in factors such as saddle height or crank length remains unclear.

The present Thesis would try to explain these issues by the following aims, addressed in four chapters: 1.- Verify if the anthropometric method (adjusting saddle height from 106% to 109% of the inseam length) ensure an optimal knee angle while pedalling (dynamic method), 2- Compare the static and dynamic goniometric methods in order to adjust the saddle height and analyse if the differences between methods are dependent of the relative saddle height, 3- evaluate the acute effects of small changes in saddle height on gross efficiency and lower-limb kinematics in well-trained cyclists, 4-analyse the acute effects of small changes in crank length on the energy cost of cycling and pedalling technique (kinetic and kinematic profiles) during submaximal pedalling

Twenty three high-level male cyclists of the same team participated in the first study. Results support the view that adjusting saddle height from 106% to 109% of the inseam length (anthropometric method) does not ensure an optimal knee flexion angle (30-40°) while pedalling, because these references could be valid only to toe-clip pedals instead of clipless pedals. In fact, more than the half of the cyclists (56.5%) worked out with excessive knee flexion. Furthermore, a novel algorithm was proposed ($SH = 22.1 + (0.896 \cdot E) - (0.15 \cdot KA)$) that relates the inseam length (E) and the recommended knee angle while pedalling (KA) to set an optimal saddle height (SH) using the clip-less pedals.

Thirteen well-trained cyclists participated in the second study. Static goniometric method (knee flexion angle of 25-35°) underestimated knee flexion (9-12°), hip flexion (4-7°) and plantar-flexion of the ankle (7-13°) compared with the dynamic method. In addition, the differences between both methods are dependent on the relative saddle height, mainly on knee and ankle joints. These findings suggest that using the static goniometric method could lead to

misinterpretation of the muscle length of the main muscles involved during cycling. Therefore, dynamic method is recommended instead of the static one, in order to ensure an optimal range of motion of the lower limb during pedalling. Furthermore, two-dimensional video analysis should be considered a useful tool to determine the kinematics of the cyclists, because it has a high correspondence with the three-dimensional analysis in the sagittal plane, is easy to use, and free software is available.

Fourteen well-trained cyclists participated in the third study of this Thesis. They performed a submaximal pedalling test (~70-75% of the VO_{2max}) at constant cadence (90 rpm).consisted on three randomized sets of 6 min with the preferred saddle height, 2% higher and 2% lower. The results of this study add to a growing body of literature that shows that changes in saddle height have acute effects on gross efficiency and on lower limb kinematics during pedalling. Raising the saddle height increased hip and knee joints extension and ankle plantarflexion (~4, 7 y 8°, respectively) more than the decrease in hip and knee joints flexion and ankle dorsiflexion (~3, 4 y 4°, respectively). Consequently the range of movement also increased (~1, 3 y 4°, respectively). Furthermore, gross efficiency changed significantly when lowering the saddle 4% from the higher to the lower position. Therefore, kinematic changes justified only part of the changes in pedalling efficiency.

Finally, twelve road cyclists participated in the fourth study. The cyclists performed three sets of three submaximal pedalling repetitions (150, 200 and 250 W) at a constant cadence (~90 rpm) in order to analyse the effect of randomized changes in preferred crank length (± 5 mm) on physiological (energy cost of pedalling) and biomechanical variables (kinematic and kinetic profiles). A longer crank slightly increased both maximum torque during the downstroke (1.0-2.3 N·m) and minimum torque during the upstroke, (1.0-2.2 N·m) decreasing the positive impulse proportion (0.9-1.9%). Moreover, the flexion and the range of motion of both hip and knee increased (1.8-3.4°), while the ankle joint was not affected. A longer crank did not produce significant

changes in the energy cost of cycling. Therefore, kinematic and kinetic changes due to a longer crank were not significant enough to alter the pedalling efficiency.

The results of the present Thesis allow to draw the following conclusions: 1- static methods could be used as a first adjustment of saddle height, taking into account the new equation or the corrections proposed. The dynamic method should be introduced after the static evaluation to ensure a proper range of motion of the lower limb; 2- small changes in saddle height and in crank length produce significant changes on pedalling biomechanics that probably explain part of the metabolic changes. Likewise, pedalling efficiency is less sensitive to changes made.

ÍNDICE

1. ANTECEDENTES: Factores que afectan al rendimiento en ciclismo de ruta.....	1
1.1. Factores Fisiológicos.....	10
1.1.1. Consumo máximo de oxígeno (VO_{2Max}).....	10
1.1.2. Intensidad de pedaleo.....	12
1.1.3. Economía/Eficiencia de pedaleo.....	12
1.1.4. Fatiga.....	17
1.1.5. Edad.....	18
1.1.6. Género.....	19
1.2. Factores medio-ambientales.....	21
1.2.1. Aire / Viento.....	21
1.2.2. Presión atmosférica (Altitud).....	23
1.2.3. Temperatura y humedad relativa.....	23
1.2.4. Pendiente del terreno.....	25
1.3. Factores psicológicos.....	26
1.3.1. Diálogo interno o "selftalk".....	26
1.3.2. Foco de atención.....	27
1.3.3. Teleoanticipación y regulación.....	29
1.4. Factores asociados al entrenamiento.....	30
1.4.1. Resistencia.....	31
1.4.2. Fuerza.....	33
1.4.3. Aclimatación al calor.....	34
1.4.4. Entrenamiento en altura.....	35
1.4.5. Entrenamiento de la técnica (Feedback).....	36
1.4.6. Tapering.....	37
1.5. Factores nutricionales.....	39
1.5.1. Estrategia nutricional competitiva.....	39
1.6. Factores biomecánicos.....	41
1.6.1. Fuerzas Resistivas.....	41
1.6.1.1. Fuerzas de arrastre.....	42
1.6.1.2. Resistencia de rodadura.....	46
1.6.1.3. Resistencia a la fuerza de rozamiento cinético.....	48
1.6.1.4. Fuerza de la pendiente.....	49

1.6.2.	Fuerzas propulsivas.....	49
1.6.2.1.	Fuerzas de reacción en el pedal.....	50
1.6.2.2.	Fuerzas de reacción en la biela.....	52
1.6.2.3.	Índices de técnica de pedaleo.....	53
1.6.2.4.	Reclutamiento muscular durante el pedaleo.....	56
1.6.3.	Cinemática de pedaleo.....	57
1.6.3.1.	Cinemática de la biela: ciclo de pedaleo.....	58
1.6.3.2.	Cadencia de pedaleo.....	59
1.6.3.3.	Cinemática de la extremidad inferior durante el pedaleo.....	61
1.6.4.	Configuración de la bicicleta.....	64
1.6.4.1.	Tamaño del cuadro.....	66
1.6.4.2.	Posición del pie sobre el pedal.....	66
1.6.4.3.	Longitud de la biela.....	69
1.6.4.4.	Sistemas de pedaleo no-circular.....	71
1.6.4.5.	Retroceso del sillín.....	73
1.6.4.6.	Altura del sillín (As).....	74
2.	OBJETIVOS.....	83
3.	PRIMER ESTUDIO: Influencia de la altura del sillín en la cinemática de la extremidad inferior en ciclistas entrenados: Evaluación estática vs dinámica en el ajuste de la bicicleta.....	87
3.1.	Introducción y objetivos.....	89
3.2.	Métodos.....	91
3.3.	Resultados.....	95
3.4.	Discusión.....	97
3.5.	Conclusiones y aplicaciones prácticas.....	99
4.	SEGUNDO ESTUDIO: Diferencias entre métodos de configuración de la altura óptima del sillín en ciclismo de ruta: goniometría estática vs dinámica.....	101
4.1.	Introducción y objetivos.....	103
4.2.	Métodos.....	105
4.3.	Resultados.....	110
4.4.	Discusión.....	113
4.5.	Conclusiones y aplicaciones prácticas.....	115
5.	TERCER ESTUDIO: Cambios en la eficiencia de pedaleo y en la cinemática de la extremidad inferior en ciclistas entrenados debido a pequeñas modificaciones de la altura del sillín.....	117

5.1. Introducción y objetivos.....	119
5.2. Métodos.....	121
5.3. Resultados.....	127
5.4. Discusión.....	131
5.5. Conclusiones y aplicaciones prácticas.....	136
6. CUARTO ESTUDIO: Efectos agudos de pequeñas variaciones en la longitud de la biela en la eficiencia y la técnica de pedaleo.....	139
6.1. Introducción y objetivos.....	141
6.2. Métodos.....	143
6.3. Resultados.....	148
6.4. Discusión.....	154
6.5. Conclusiones y aplicaciones prácticas.....	160
7. CONCLUSIONES, APLICACIONES PRÁCTICAS Y LÍNEAS DE FUTURO.....	161
8. BIBLIOGRAFÍA.....	165
9. ANEXO 1.....	183
10. ANEXO 2.....	191
11. ANEXO 3.....	200

ÍNDICE DE TABLAS Y FIGURAS

Tabla 1.1.- Comparativa de eficiencia de pedaleo (GE) por género Hopker et al (2010).....	21
Tabla 1.2.- Las 7 zonas de entrenamiento determinadas a partir de la Unidad de Potencia Funcional.....	33
Tabla 1.3.- Sumario de los estudios que analizan los efectos de la altura del sillín en la cinemática, cinética y patrón coordinativo del pedaleo.....	76
Tabla 3.1. Media, desviación estándar y rango de las características de los sujetos y sus bicicletas. Grupo A (ciclistas con el sillín al 106-109% de la longitud de la entrepierna) y grupo B (ciclistas con un altura de sillín superior al 109% de la entrepierna).....	95
Tabla 4.1.- Ángulos de flexión de las articulaciones de las extremidad inferior (rodilla, tobillo y cadera) en la valoración goniométrica estática y dinámica (biela a “las 6 en punto”) en las tres posiciones de sillín seleccionadas (preferida, alta y baja).....	111
Tabla 5.1. Características antropométricas del ciclista y dimensiones de la bicicleta en la altura del sillín preferida. Valores fisiológicos obtenidos durante el test incremental.....	128
Tabla 5.2. Media y desviación estándar de las dimensiones de la bicicleta, de las variables fisiológicas y biomecánicas registradas durante el test submáximo a las tres alturas de sillín controladas (preferida, alta y baja). Ver figura 1 para la convención utilizada en el desplazamiento angular específico de cada articulación.....	129
Tabla 6.1. Media \pm DE de las características de los ciclistas y las bicicletas que participaron en el estudio.....	149
Tabla 6.2. Media \pm DE de las variables fisiológicas a las diferentes potencias estudiadas (150, 200 y 250 W) y a las diferentes longitudes de biela (corta, preferida y larga).....	148

Tabla 6.3. Media \pm DE de las variables cinéticas a las diferentes potencias estudiadas (150, 200 y 250 W) y a las diferentes longitudes de bielas (corta, preferida y larga).....	151
Tabla 6.4. Media \pm DE de las variables cinemáticas de la cadera a las diferentes potencias estudiadas (150, 200 y 250 W) y a las diferentes longitudes de bielas (corta, preferida y larga).....	152
Tabla 6.5. Media \pm DE de las variables cinemáticas de la rodilla a las diferentes potencias estudiadas (150, 200 y 250 W) y a las diferentes longitudes de bielas (corta, preferida y larga).....	152
Tabla 6.6. Media \pm DE de las variables cinemáticas del tobillo a las diferentes potencias estudiadas (150, 200 y 250 W) y a las diferentes longitudes de bielas (corta, preferida y larga).....	153
Figura 1.1.- Evolución de la velocidad media de los ganadores del “Tour de France” desde sus inicios a la actualidad (1903-2015), excepto las ediciones suspendidas por la 1ª y 2ª Guerra Mundial (1915-1918; 1940-1946, respectivamente).....	6
Figura 1.2.- Factores que afectan al rendimiento en el ciclismo de ruta (a partir de (Jeukendrup & Martin, 2001) (E. W. Faria, Parker, & Fria, 2005).....	9
Figura 1.3.- Ciclista realizando una prueba de esfuerzo incremental máxima.....	11
Figura 1.4.- Efecto del incremento de la potencia en la eficiencia gruesa (GE) (de Koning, Noordhof, Lucia, & Foster, 2012.....	15
Figura 1.5.- Diferentes tipos de “tapering” utilizando una reducción progresiva de la carga.....	38
Figura 1.6.- Área frontal proyectada en las posiciones de bici de ruta de agarre alto (izquierda, 0.489 m ²) y bajo (centro, 0.420 m ²), así como en la postura de contrarreloj (derecha, 0.327 m ²).....	45

Figura 1.7.- Sistema de coordenadas local en el pedal; fuerza normal (F_z), antero-posterior (F_x) y medio-lateral (F_y).....	50
Figura 1.8.- Sistema de análisis de las fuerzas de reacción en el pedal “l-Crankset”.....	51
Figura 1.9.- Fuerza resultante aplicada en el pedal (FR) y fuerza efectiva aplicada en la biela (FE).....	54
Figura 1.10.- Evolución de fuerza o torque efectivo durante el ciclo de pedaleo.....	55
Figura 1.11.- Diferentes fases y puntos relevantes en el ciclo de pedaleo (R. Bini & Carpes, 2014).....	58
Figura 1.12.- Modelo mecánico para el análisis cinemático 2D de la extremidad inferior en ciclismo. Ángulo de la cadera (HA), rodilla (KA) y tobillo (AA).....	62
Figura 1.13.- Flexión de las articulaciones de la cadera y la rodilla durante el ciclo de pedaleo.....	63
Figura 1.14.- Medidas importantes a tener en cuenta en la configuración de la bicicleta y en el ajuste de la zapatilla.....	65
Figura 1.15.-Diferentes tipos de pedales y “calas” contemporáneos (izquierda). Movilidad (3 grados de libertad) de la cala al ser fijada en la zapatilla (derecha).....	67
Figura 1.16. Los 2 modelos de plato no-circular más utilizados actualmente en el ciclismo en ruta: O-Symetric (izquierda) y Q-Rings (derecha).....	72
Figura 1.17. Diferentes geometrías de la bicicleta en el ciclismo de ruta: pruebas de contrarreloj (izquierda) y de fondo en carretera (derecha).....	74
Figura 3.1.- Comparación entre Grupo A (ciclistas con una altura del sillín entre 106-109% de la longitud de la entrepierna) y Grupo B (ciclistas con altura relativa del sillín superior al 109%) de los ángulos de flexión de las articulaciones de la extremidad inferior durante la prueba de 6-min de pedaleo y el test de extensión pasiva de rodilla. Ángulo de flexión de cadera (AC), Ángulo	

de flexión de rodilla (AR), Ángulo de flexión plantar (AT) y ángulo de extensión pasiva de rodilla.(PER). Los datos se expresan en grados. * Los valores son significativamente diferentes para $p < 0.05$96

Figura 4.1.- Diferencias significativas entre métodos estático y dinámico (*) en el ángulo de flexión de las articulaciones de la extremidad inferior (rodilla, tobillo y cadera), en función de la altura del sillín (preferida, alta y baja).....112

Figura 4.2.- Gráfico de Bland y Altman del método dinámico vs estático. Las diferencias entre métodos estático y dinámico en el ángulo de flexión de rodilla está representada por la línea sólida y los límites de concordancia del 95% (± 1.96 veces la desviación estándar) por la línea discontinua.....114

Figura 5.1. Material utilizado, posición del ciclista y posición de los marcadores reflectantes durante el procedimiento experimental (izquierda). Convención utilizada para especificar el desplazamiento angular de la cadera (AC), rodilla (AR) y tobillo (AT) (derecha).....125

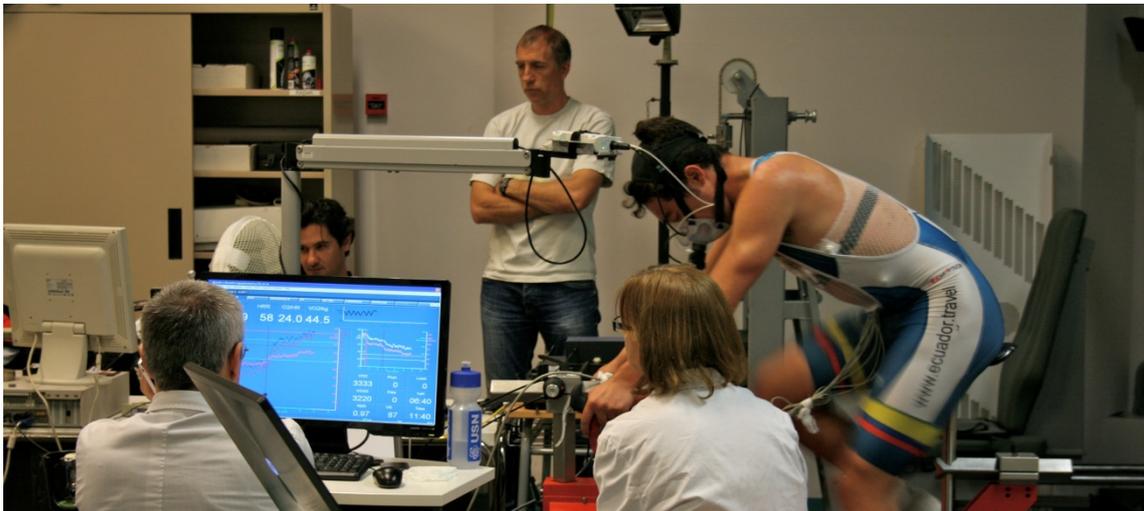
Figura 5.2. Media y desviación estándar de la velocidad angular máxima (cadera, rodilla y tobillo) durante la fase de descenso del pedal en las tres alturas del sillín estudiadas (preferida, alta y baja). * Diferencias significativas con la altura de sillín preferida ($p < 0.05$). # Diferencias significativas entre la posición alta y la posición baja del sillín.....130

Figura 6.1.-Medidas básicas de la bicicleta: longitud de la biela (Lb), altura del sillín (Hs), retroceso del sillín (Rs), largura sillín-manillar (Sc) y altura del manillar (h).....144

Figura 6.2. Variables biomecánicas analizadas durante el pedaleo. Análisis cinético: perfil de torque-ángulo de una pedalada completa y las principales variables seleccionadas para el análisis.....146

1. ANTECEDENTES

Factores que afectan al rendimiento en el ciclismo de ruta



El ciclismo es el cuarto deporte más practicado en España, con un 19.8% de los practicantes deportivos, por detrás de las “actividades físicas guiadas”, el fútbol y la natación, según la encuesta de hábitos deportivos realizada por el Consejo Superior de Deportes (García & Llopis, 2011). Por otro lado, el último barómetro anual de la bicicleta en España, encargado por la Dirección General de Tráfico (Fundación ECA Beareau Veritas & Dirección General de Tráfico, 2011) constata que en la sociedad española aumenta la conciencia de los beneficios que la bicicleta aporta tanto colectivamente (movilidad sostenible) como en el plano individual (ejercicio físico y salud). De hecho, según este barómetro son más de 15 millones (40,3% de la población), los españoles que utilizan la bicicleta con alguna frecuencia y cada vez son más los que la utilizan de forma cotidiana (el 20% la utiliza al menos una vez a la semana). De los 15 millones de usuarios de la bicicleta, un 82% la utiliza alguna vez para hacer deporte, y de éstos, un 34,3% lo hace semanalmente. Esto significa que más de 5 millones de españoles utilizan la bici para hacer deporte, al menos, una vez a la semana.

Parece ser que, tanto a nivel europeo como a nivel del estado español, interesa incrementar los usuarios de bicicleta. El departamento de movilidad y transporte de la comunidad europea sugiere que la promoción de la bicicleta en las ciudades como transporte alternativo a los trayectos cortos realizados en coche, puede tener efectos beneficiosos para la salud (e.g. reducción de riesgo de enfermedades coronarias), y que además puede reducir el uso de carburantes, las emisiones de CO₂, y la contaminación del aire y acústica (European Commission, 2015). En España, en marzo de 2015, se constituyó un grupo interparlamentario de la bicicleta en el Congreso de los Diputados, con el objetivo de concienciar a las diferentes administraciones públicas el uso de la bicicleta en las ciudades españolas como opción de transporte normalizado dentro de las políticas integrales de movilidad sostenible. Por lo tanto, cabría esperar que el número de usuarios de la bicicleta vaya en aumento en los próximos años en nuestro país.

En el ámbito del ciclismo deportivo en España, según datos del CSD, se estima que en los últimos 10 años el número de licencias federativas en ciclismo ha aumentado en un 70%. De hecho, la Real Federación Española de Ciclismo tenía en 2014 un total de 3420 clubs federados y 70.800 licencias (de las cuales un 96% eran masculinas). Respecto al número de nuevas licencias por año, desde 2012 se ha constatado un incremento medio del 6.5%. Seguramente, este crecimiento viene influenciado por el incremento del número de marchas ciclo-deportivas (competiciones amateurs), que han pasado de estar organizadas y reguladas por diferentes entidades privadas (asociaciones, clubes, etc.) a estar reguladas por la Real Federación Española de Ciclismo. Un claro ejemplo es la “Quebrantahuesos gran fondo”, que es una marcha ciclo-deportiva con 25 años de historia, con un recorrido de 200 km que atraviesa los Pirineos, ascendiendo por los puertos de montaña de Somport, Marie Blanche, Portalet y Hoz de Jaca. En el 2015 tuvo un incremento de 2000 pre-inscripciones, llegando al número de 15.000, de los que sólo pudieron participar 7500 ciclistas, escogidos por sorteo.

El aumento de usuarios de la bicicleta, tanto como medio de transporte como en su vertiente recreativa y deportiva, ha propiciado un marcado interés por parte de empresas vinculadas al mundo de la bicicleta y de la comunidad científica en profundizar en aquellos factores que afectan a la salud de los usuarios y a la mejora del rendimiento deportivo (i.e. fisiología, entrenamiento o biomecánica). Las empresas vinculadas al mundo de la bicicleta han desarrollado distintos monitores de apoyo al análisis de la actividad de ciclismo (e.g. frecuencia cardiaca, cadencia y potencia de pedaleo, recorridos realizados mediante GPS); a la vez que han mejorado el diseño de los materiales con el objetivo de disminuir las fuerzas resistivas (e.g. llantas, cuadros y manillares de carbono); y aumentar las fuerzas propulsivas (e.g. diseños de platos no-circulares, bielas asimétricas e incluso desacopladas, zapatillas de carbono, nuevos modelos de pedal, etc.). De otra parte, la comunidad científica ha

logrado demostrar que algunas de las propuestas de estas empresas son realmente eficaces, mientras que otras no lo son.

Las innovaciones tecnológicas mencionadas proporcionan a los entrenadores y deportistas un gran abanico de nuevas herramientas que potencialmente pueden mejorar el control del entrenamiento y el rendimiento de los corredores. En el mercado año tras año aparecen, nuevos tipos de platos no-circulares, bielas asimétricas, marcas de GPS, cambios electrónicos, o diferentes tipos de medidores de potencia. En este último caso, se contabilizan en el mercado más de 20 tipos diferentes de medidores de potencia que se colocan en diferentes puntos de medición (pedales, bielas o eje de la rueda trasera). Sin embargo, en muchos casos, estas nuevas herramientas aparecen en el mercado sin una validación científica y por otro lado, el uso realizado por los deportistas, no es el más adecuado por la falta de un asesoramiento cualificado. La biomecánica, utilizando los principios y métodos de la mecánica, debe tener un papel clave como mediadora entre las empresas comerciales y los usuarios/deportistas, adaptando y recomendando el material disponible a las posibilidades individuales y necesidades de cada deportista, con el objetivo de mejorar el rendimiento y prevenir las lesiones por sobreuso.

Factores que afectan al rendimiento

El objetivo en el ciclismo de carretera de alto nivel es recorrer el trayecto estipulado en el menor tiempo posible, desarrollando por lo tanto la mayor velocidad media de carrera, que permitirá al ciclista llegar a la meta en primera posición. Desde un punto de vista mecánico, se trata de maximizar la cantidad de potencia que el ciclista puede producir (propulsiva) y minimizar la cantidad de potencia que se opone al movimiento (resistiva). Como la posibilidad de monitorizar la potencia de pedaleo es relativamente novedosa (últimos 10 años), sólo podemos analizar el incremento de velocidad media de los ganadores de las diferentes ediciones en la historia del "Tour de France"

(pasando de medias de velocidad de 25 a 40 km/h), obviando las diferentes características físicas del terreno de cada edición. Así podemos hacernos una idea de cómo ha evolucionado el rendimiento del ciclismo en carretera, sobretodo, durante el siglo XX (Figura 1.1).

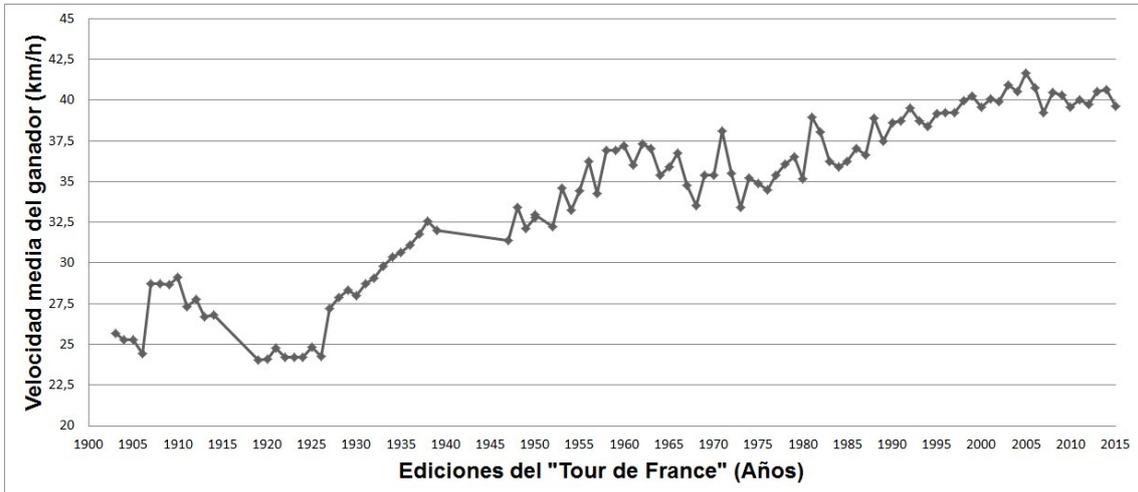


Figura 1.1- Evolución de la velocidad media de los ganadores del “Tour de France” desde sus inicios a la actualidad (1903-2015), excepto las ediciones suspendidas por la 1ª y 2ª Guerra Mundial (1915-1918; 1940-1946, respectivamente)

Desde este punto de vista puramente mecanicista, la velocidad media (v en m/s) es equivalente a la relación entre la potencia desarrollada (P en vatios) y las fuerzas totales resistivas (FR_t) (Ecuación 1) (Debraux, Bertucci, Manolova, Rogier, & Lodini, 2009). Por lo tanto, a una misma potencia desarrollada, la velocidad es mayormente dependiente de las fuerzas resistivas totales.

Ecuación 1

$$v = \frac{P}{FR_t}$$

Con el objetivo de valorar el rendimiento sin la influencia de las dos fuerzas de resistencia más importantes, la resistencia del aire y la pendiente, la mayoría de estudios sobre rendimiento en ciclismo se han realizado en condiciones de laboratorio, simulando situaciones de contrarreloj. En estas

circunstancias, la velocidad media de desplazamiento es equivalente a la potencia desarrollada. Por este motivo, la potencia de pedaleo ha sido ampliamente estudiada como sinónimo de rendimiento (Greg Atkinson, Davison, Jeukendrup, & Passfield, 2003), encontrando una fuerte relación en contrarrelojes de 16 a 40 km (Balmer, Davison, & Bird, 2000; Coyle et al., 1991; Hawley & Noakes, 1992) y en eventos de 60 a 90 min (Padilla, Mujika, Angulo, & Goiriena, 2000).

Debido a la imposibilidad reciente de medir la potencia en condiciones de competición real, durante la segunda mitad del siglo XX encontramos numerosos estudios sobre modelos de predicción de la potencia mecánica como variable principal del rendimiento (di Prampero, Cortili, Mognoni, & Saibene, 1979; J.C. Martin et al., 1998; Olds, 2001). Estos modelos consideran que el ciclista permanece relativamente fijo en la bicicleta asumiendo el papel de motor para la propulsión, y básicamente incluyen variables para estimar las potencias debidas a la resistencia aerodinámica, la pendiente, la rodadura y la deformación de la bicicleta. En un estudio reciente se compararon nueve de estos modelos con un sistema de medición de potencia en el eje de pedaleo, concluyendo que dos de ellos (i.e. Candau et al. y Di Prampero et al.) eran los que mejor se ajustaban (Gonzalez-Haro, Galilea Ballarini, Soria, Drobnic, & Escanero, 2007). Otro modelo que se ha validado en condiciones de campo con un sensor de potencia considera que de la potencia total producida por el ciclista se pierde ~2.5% en la deformación de los diferentes materiales de la cadena de transmisión, y el resto la potencia es utilizada para vencer la resistencia aerodinámica (área frontal, forma o perfil del ciclista, densidad del aire y velocidad), la resistencia de la pendiente (peso del sistema ciclista-bicicleta e inclinación de la pendiente), la resistencia de rodadura (peso del sistema ciclista-bicicleta y coeficiente de rozamiento por rodadura) y compensar los cambios de energía potencial (altura del centro de gravedad del sistema ciclista-bicicleta) y cinética (oscilaciones en la velocidad del sistema ciclista-bicicleta) (J.C. Martin, et al., 1998; J. C. Martin, Gardner, Barras, & Martin, 2006). Hoy día, utilizando sensores de potencia en condiciones reales y aplicando uno de los modelos anteriores es posible estimar cualquiera de las

resistencias mencionadas (Garcia-Lopez, Ogueta-Alday, Larrazabal, & Rodriguez-Marroyo, 2014).

Desde un punto de vista más amplio, teniendo en cuenta más factores que los biomecánicos, encontramos en la literatura diversas clasificaciones de factores que afectan al rendimiento. Una de las primeras clasificaciones fue la de Burke (1986), que los dividió en tres grandes grupos: ambientales (e.g. la fuerza de arrastre aerodinámico, la presión atmosférica o la temperatura), mecánicos (e.g. el tamaño de la rueda y propiedades inerciales, fricción, platos elípticos y bielas) y biomecánico-fisiológicos (e.g. longitud muscular, ángulo articular, tipo y velocidad de contracción, tipo de fibras y su disposición, patrón de reclutamiento, etc.). Jeukendrup & Martin (2001) utilizaron una clasificación un poco distinta, distinguiendo entre factores internos y externos, y que principalmente incorporaba otros factores de suma importancia como el entrenamiento, el entrenamiento en altura, la posición del ciclista y la nutrición (Jeukendrup & Martin, 2001)

En 2005 aparece una nueva y completa propuesta de trece factores que afectan al rendimiento en ciclismo (E. W. Faria, Parker, & Fria, 2005): aerodinámica, drafting, resistencia de rodadura, configuración del equipamiento, desarrollo (combinación entre plato y piñones), pico de potencia, cadencia, economía de pedaleo, intensidad de pedaleo, reclutamiento muscular, estrategia de ritmo de carrera, aclimatación a la altitud y modelado del rendimiento. Dado que en esta última propuesta no se incluyeron factores tan relevantes como los psicológicos o los nutricionales y que fue publicada hace unos diez años, el presente trabajo se propone ordenar y actualizar las clasificaciones anteriores, identificando 6 grandes bloques de factores (fisiológicos, ambientales, psicológicos, relacionados con el entrenamiento, nutricionales y biomecánicos) que afectan al rendimiento en el ciclismo de ruta (Figura 1.2). Estos factores serán desarrollados en los siguientes subapartados.

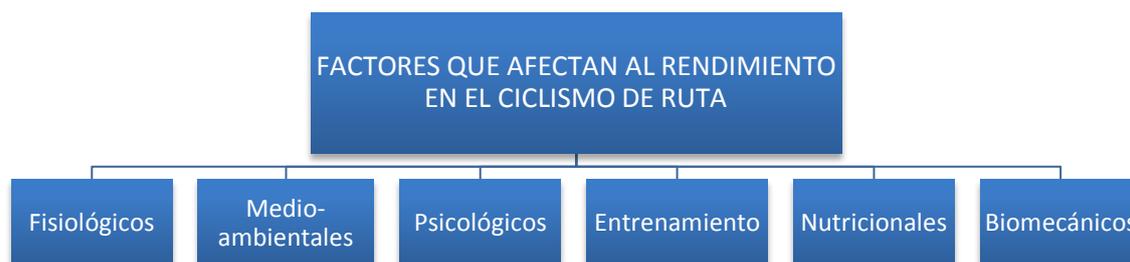


Figura 1.2.- Factores que afectan al rendimiento en el ciclismo de ruta (a partir de (Jeukendrup & Martin, 2001) (E. W. Faria, Parker, & Fria, 2005).

1.1. Factores fisiológicos

Los factores fisiológicos que afectan al rendimiento en el ciclismo de ruta han sido, posiblemente, durante muchos años, los más estudiados por la literatura científica

1.1.1. Consumo máximo de oxígeno (VO_{2max})

El VO_{2max} es “el porcentaje máximo de oxígeno del aire ambiental que puede ser absorbido, transportado y usado por las células para la respiración celular durante la realización de actividad física” (Hill & Lupton, 1923). Al igual que en otras disciplinas deportivas de resistencia, los ciclistas de clase mundial tienen valores elevados de VO_{2max} . Es usual encontrar en la literatura valores absolutos de 5 a 6,4 l·min⁻¹ o valores relativos de 70 a 85 ml·kg⁻¹·min⁻¹ (Coyle, et al., 1991; Lucia, Hoyos, & Chicharro, 2001a; Lucia, Pardo, Durantez, Hoyos, & Chicharro, 1998; Mujika & Padilla, 2001). Los escaladores, con masa corporal relativamente baja (<65 kg) (Mujika & Padilla, 2001) son los que suelen tener valores más elevados (>80 ml·kg⁻¹·min⁻¹). Estudios recientes han cifrado un VO_{2max} mínimo de 80 ml·kg⁻¹·min⁻¹ para los aspirantes a ganar un Tour de Francia (Santalla, Earnest, Marroyo, & Lucia, 2012).

Sin embargo, la principal diferencia entre la élite y sub-élite es la potencia generada en el VO_{2max} . Así, es posible encontrar investigaciones comparando ciclistas de diferente nivel dónde no han encontrado diferencias en el VO_{2max} entre ciclistas altamente entrenados y ciclistas profesionales (Lucia, et al., 1998). Es por este motivo, que es habitual entre los investigadores, referirse a la potencia aeróbica de los ciclistas en términos de la potencia generada (W o W·kg⁻¹), en protocolo incremental hasta el agotamiento de 10 a 60 min (Figura 1.3). Tales potencias máximas suelen oscilar entre 350 hasta 525 W (5.5 a 7.6 W·kg⁻¹) (Lucia, Hoyos, & Chicharro, 2001b; Mujika & Padilla, 2001).



Figura 1.3.- Ciclista realizando una prueba de esfuerzo incremental máxima.

Se debe tener en cuenta que la potencia generada en el VO_{2max} está influenciada tanto por el protocolo de la prueba incremental como por la elección del ergómetro (Mujika & Padilla, 2001). Parece ser que los protocolos incrementales con estadios más largos (i.e. aumentos cada 4 minutos) tienden a dar valores máximos más bajos (400 a 450 W, 6,0 a 6,5 $W \cdot kg^{-1}$) en comparación con protocolos que utilizan incrementos más cortos (i.e. aumentos cada minuto o menos), con valores muy superiores (450-500 W, 6.5 a 7.5 $W \cdot kg^{-1}$) (Lucia, et al., 2001a). En estas circunstancias sería esperable que un aspirante a ganar un Tour de Francia presentara una potencia mayor de 7.0 $W \cdot kg^{-1}$ (Santalla, et al., 2012).

En conclusión, parece ser que un valor alto de VO_{2max} (próximo a 80 $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$) y una elevada potencia desarrollada en este punto es imprescindible para llegar al ciclismo profesional. Sin embargo, no es un factor determinante para el rendimiento cuando comparamos ciclistas de alto nivel, donde otros factores como la potencia generada en el VO_{2max} ($\sim 7.0 W \cdot kg^{-1}$), la capacidad de mantener una elevada intensidad de pedaleo durante más tiempo o tener una mayor eficiencia de pedaleo, sí que pueden ser determinantes. Estas dos últimas variables se desarrollarán a continuación.

1.1.2. Intensidad de pedaleo

En el ciclismo profesional, las carreras son de larga duración y alta intensidad, por lo tanto requieren deportistas capaces de mantener una intensidad del ejercicio más elevada durante más tiempo. En la literatura científica encontramos variedad de términos utilizados para describir una intensidad de ejercicio que se mide a un cierto umbral fisiológico, como por ejemplo, el umbral de lactato, el umbral anaeróbico, el umbral anaeróbico individual, segundo umbral ventilatorio o punto de compensación respiratorio (Greg Atkinson, et al., 2003). Los participantes del “Tour de France” llegan a generar una potencia entre 315-370 W en el primer umbral ventilatorio (70-75% de la potencia máxima den el VO_{2max}) y entre 400-450 W en el segundo umbral ventilatorio (~90% de la potencia máxima en el VO_{2max}), donde comienza la acumulación de lactato en la sangre (Santalla, et al., 2012).

1.1.3. Economía/Eficiencia de pedaleo.

La economía/eficiencia de pedaleo es una variable importante en el rendimiento en el ciclismo de resistencia, ya que se ha asociado con el tipo de fibras más utilizadas para realizar trabajos de larga duración (fibras tipo I o lentas) (Santalla, et al., 2012). Encontramos en la literatura científica diferentes conceptos que se relacionan con la economía y la eficiencia de pedaleo, como la eficiencia mecánica gruesa, la eficiencia mecánica neta, la eficiencia mecánica delta y la economía de pedaleo.

La economía de pedaleo es el VO_2 en litros por minuto realizando una tarea en concreto, y se mide en $W \cdot l^{-1}$ (Coyle, et al., 1991). Una mejora de la economía de pedaleo queda reflejada en un descenso en el porcentaje de

VO_{2max} utilizado para realizar un trabajo mecánico requerido, lo cual es ventajoso para el rendimiento en pruebas de resistencia (Lucia, Hoyos, Perez, Santalla, & Chicharro, 2002). Los ciclistas profesionales presentan una relación inversa entre el VO_{2max} y la economía de pedaleo (Lucia, et al., 2002), es decir que valores no muy altos de VO_{2max} se compensan en esta población con valores de economía y eficiencia elevados. De hecho, los profesionales muestran mejores valores de economía de pedaleo ($85 \text{ W}\cdot\text{l}^{-1}$) comparado con ciclistas amateurs ($75 \text{ W}\cdot\text{l}^{-1}$) (Lucia, et al., 2002).

La eficiencia es una medida de trabajo efectivo y se expresa más comúnmente como el porcentaje de la energía total consumida capaz de producir trabajo externo (Moseley & Jeukendrup, 2001). Se considera un factor determinante del rendimiento en el ciclismo de resistencia. Durante el pedaleo, la eficiencia mecánica gruesa del cuerpo humano es del 10 al 25%, lo que implica que el 75-90% de toda la energía obtenida a partir de la hidrólisis de ATP se utiliza para mantener la homeostasis, o todavía más importante, se desperdicia en forma de calor (Moseley & Jeukendrup, 2001). Se ha descrito que los mejores ciclistas del Tour de Francia pueden llegar a tener ~24% de eficiencia gruesa pedaleando, llegando incluso al 25% en algunos ganadores del mismo (Santalla, et al., 2012).

La eficiencia mecánica neta, a diferencia de la anterior, requiere la estimación del gasto metabólico basal para sustraerlo del gasto metabólico total durante la realización de un trabajo concreto. La razón de esta sustracción viene dada por la creencia de que el metabolismo basal, necesario para mantener la homeostasis de todo el sistema, funciona de forma independiente respecto al gasto metabólico necesario para el trabajo que se está realizando (Ettema & Loras, 2009). Diferentes revisiones publicadas sobre esta temática (de Koning, et al., 2012; Ettema & Loras, 2009; J. Hopker et al., 2009) concluyen que en el caso de tareas que implican movimientos corporales globales, como es el ciclismo, es erróneo considerar dicha independencia. Especialmente, a intensidades elevadas los procesos gastrointestinales o el

metabolismo esplácnico alterarían el valor de eficiencia neta (Ettema & Loras, 2009). En conclusión, no se debería sustraer el gasto metabólico basal del gasto metabólico total, ya que puede llevar a interpretaciones erróneas de eficiencia de pedaleo (de Koning, et al., 2012).

La eficiencia mecánica delta es la relación entre el incremento de potencia y el incremento de gasto metabólico. Para su cálculo no se requiere el conocimiento sobre el gasto metabólico en reposo. Sin embargo, aunque en la revisión de Faria et al (2003) se recomienda su uso en la evaluación de ciclistas (E. W. Faria, Parker, & Fria, 2005), otros autores como Ettema et al (2009) no lo ven como una medida correcta de eficiencia debido a que, se entiende el incremento de trabajo de forma aislada, sin tener en cuenta su intensidad (Ettema & Loras, 2009). En otras palabras, cuando se utiliza esta variable como una medida de eficiencia muscular, se hace la suposición a priori de que la eficiencia es independiente de la velocidad de trabajo (Ettema & Loras, 2009).

Teniendo en cuenta lo anterior, la variable más utilizada para valorar la eficiencia en ciclismo es la eficiencia mecánica bruta o gruesa (GE), que como se ha dicho, es la relación del porcentual entre la potencia mecánica externa desarrollada y la potencia metabólica interna consumida (de Koning, et al., 2012).

Ecuación 2

$$GE (\%) = PME \cdot 100 / [VO_2 \cdot ((RER \cdot 4904) + 16040) / 60]$$

Donde PME es potencia mecánica externa en vatios, VO₂ es consumo de oxígeno en l·min⁻¹ y RER es cociente respiratorio (≤1.0).

Durante la evaluación de la eficiencia mecánica gruesa, se debe tener en cuenta su dependencia de la intensidad y de la duración del ejercicio (de Koning, et al., 2012) (Figura 1.4). Se observan valores significativamente

superiores en tiempos de exposición cortos, por debajo de 2 min, debido a que el VO_2 no tiene tiempo de estabilizarse. Por otro lado, a medida que aumenta la potencia, la eficiencia mecánica gruesa muestra un comportamiento curvilíneo (Figura 1.4). Este efecto disminuye, llegando a una meseta, con cargas cercanas al 50% del pico de potencia, que coincide con la potencia desarrollada en el primer umbral ventilatorio. Por lo tanto, es importante que la evaluación de esta variable se realice a intensidades de ejercicio submáximas superiores al 50% e inferiores al 90% del $\text{VO}_{2\text{máx}}$ ($\text{RER} \leq 1.0$). Finalmente, también es necesario respetar un tiempo para que el VO_2 sea estable tras iniciar el ejercicio, estableciéndose una duración mínima de exposición a la carga de unos 3-4 min (Ogueta-Alday, 2014).

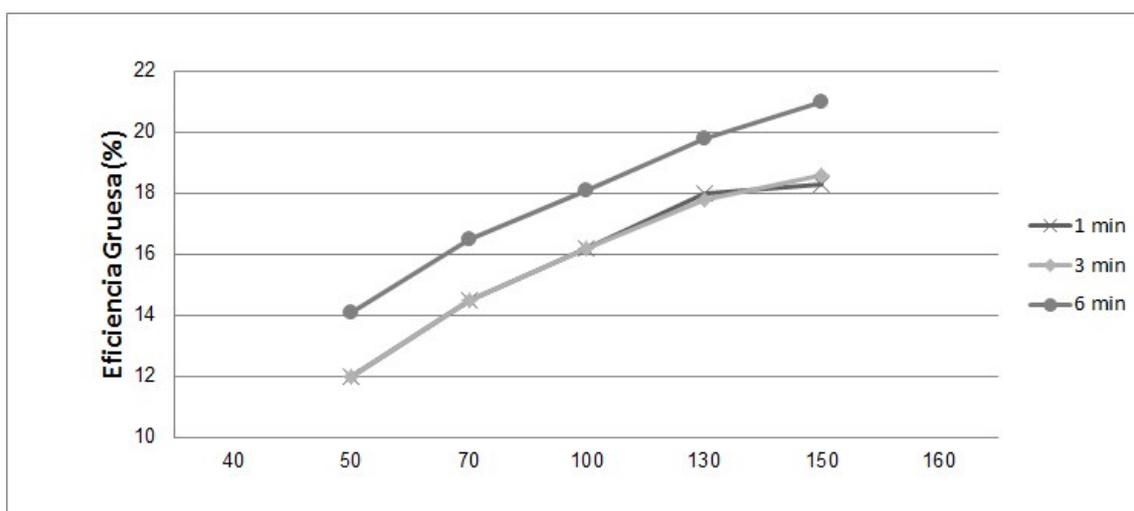


Figura 1.4.- Efecto del incremento de la potencia en la eficiencia gruesa (GE) (de Koning, et al., 2012).

Actualmente se considera que la eficiencia mecánica gruesa tiene una importante influencia en el rendimiento en ciclismo. De hecho, variaciones en la misma pueden explicar cambios del 30% en el rendimiento, entendido como la potencia desarrollada durante contrarrelojes de corta y larga distancia (S. Jobson, J. Hopker, T. Korff, & L. Passfield, 2012). Por otro lado, es una variable sensible al entrenamiento, encontrándose cambios significativos debido a entrenamientos de alta intensidad (S. A. Jobson, J. G. Hopker, T. Korff, & L. Passfield, 2012). De hecho, para un ciclista entrenado, una mejora del 1% en la eficiencia mecánica gruesa representa una mejora de 63 s en una contrarreloj

de 40 km (Jeukendrup, Craig, & Hawley, 2000). Además, esta variable aumentó un 1% durante una temporada competitiva en ciclistas entrenados (J. Hopker, Coleman, & Passfield, 2009) y la diferencia entre ciclistas entrenados y recreativos fue de 1,4% (J. G. Hopker, Coleman, & Wiles, 2007). La temperatura ambiente también afecta a la eficiencia mecánica gruesa, disminuyendo un 0.9% al pasar de una temperatura de 15 a 35°C (Hettinga et al., 2007).

En la literatura científica existe cierta controversia en cuanto a la relación entre la eficiencia gruesa y la biomecánica de pedaleo, debido a la gran variedad de parámetros biomecánicos presentados en la literatura (se tratará más adelante en el apartado dedicado a los factores biomecánicos). No obstante, la eficiencia gruesa parece ser sensible a cambios en la técnica de pedaleo, ya que disminuye ante cambios agudos de la técnica preferida de pedaleo (Korff, Romer, Mayhew, & Martin, 2007) aunque, por otro lado, si la exposición es mayor de 15 min, esta eficiencia recupera sus valores normales (Theurel, Crepin, Foissac, & Temprado, 2012).

Parece ser que la mejora de la eficiencia gruesa no es un factor determinante en la selección de la cadencia preferida por ciclistas experimentados. Numerosos estudios realizados tanto con ciclistas como con no-ciclistas, han demostrado una mejor eficiencia gruesa pedaleando a una cadencia de 60-70 rpm. Sin embargo, parece ser que los ciclistas experimentados escogen libremente una cadencia de pedaleo de entre 90 y 100 rpm (S. A. Jobson, et al., 2012) potenciando otros factores como la eliminación de ácido láctico o la reducción de la fuerza por ciclo de pedaleo (a la misma potencia desarrollada) (Lucia et al., 2004).

1.1.4. Fatiga

Fatiga es la sensación de cansancio asociado a un descenso de la función y el rendimiento muscular (C. R. Abbiss & Laursen, 2005). Diferentes aproximaciones teóricas (fisiológicas, cognitivas y biomecánicas) se han utilizado para explicar la aparición de la fatiga durante la actividad física prolongada. El modelo biomecánico de prevención o retraso de la fatiga sugiere que la mejora en la eficiencia de pedaleo debería producir una reducción del VO_2 para mantener una carga de trabajo determinada, una reducción de la depleción del almacenamiento de energía, un retraso en la acumulación de metabolitos y finalmente, una atenuación del aumento de la temperatura corporal (C. R. Abbiss & Laursen, 2005).

Una buena forma de entender cómo los ciclistas retrasan los mecanismos de fatiga la encontramos en el estudio de la cadencia de pedaleo. Durante el pedaleo a altas potencias (manteniendo $\text{RER} \leq 1$), el aumento de la cadencia en ciclistas de alto nivel (100 rpm), produce la mejora de la economía de pedaleo y la eficiencia gruesa, acompañado de una reducción en la acumulación de ácido láctico y una reducción de la actividad eléctrica de los extensores de rodilla por ciclo de pedaleo (Lucia, et al., 2004). Estos hallazgos coinciden con el hecho de que, cuando se deja escoger libremente una cadencia de pedaleo a ciclistas experimentados a intensidades submáximas, tienden a elegir una cadencia de entre 90 y 100 rpm (S. A. Jobson, et al., 2012), aunque la cadencia más eficiente desde un punto de vista energético se encontraría en torno a las 70 rpm (Garcia-Lopez, 2008).

Otro ejemplo de cómo puede retrasarse la fatiga utilizando estrategias biomecánicas lo encontramos en el análisis de la fuerza útil aplicada al pedal. Se ha descrito que durante los procesos de fatiga los ciclistas se vuelven menos eficaces durante la fase de recobro y por lo tanto, necesitan aumentar la fuerza útil aplicada durante la fase de propulsión para mantener la misma

potencia desarrollada (Sanderson & Black, 2003). Este patrón de fatiga muscular, parece ser modificable si se insiste en el trabajo de los flexores de rodilla para mejorar la fuerza útil durante el recobro. Theurel et al (2012) demostraron que utilizando feedback durante todo el pedaleo, si en la fase de recobro se intentaba tirar del pedal hacia arriba, en una prueba de 45 min al 75% del VO_{2max} , al final de la prueba, los ciclistas perdieron menos potencia y tuvieron un mejor perfil de EMG en recto anterior y vasto lateral (Theurel, et al., 2012). Lo que parece que queda claro es que la fatiga aumenta en gran medida la activación de la musculatura de la cadera y de la rodilla, en gran parte responsables de la generación y transmisión de potencia a las bielas. Este aumento en la activación podría estar relacionado con un mayor número de unidades motoras reclutadas y una mayor frecuencia de activación. Por lo tanto, parece ser, que durante actividades de intensidad controlada, el sistema nervioso central es capaz de controlar el patrón de reclutamiento muscular con el objetivo de retrasar la aparición de la fatiga (R. Bini & Carpes, 2014).

1.1.5. Edad

Aunque los cambios en el rendimiento debidos a la edad parecen ser específicos de cada deporte, se considera que el rendimiento físico aumenta durante la infancia, llega a su máximo valor en la edad adulta, y disminuye a partir de ese momento (Balmer, Potter, Bird, & Davison, 2005). En el caso específico del ciclismo, en una prueba contrarreloj de 16,0 km realizada en laboratorio, la potencia media en un grupo de 40 ciclistas de entre 25 a 63 años se redujo a un ritmo de 24 W por década, que correspondió a un valor relativo del 7% por década (Balmer, Bird, & Davison, 2008). En otro estudio, y en la misma línea, la potencia máxima desarrollada durante un mínimo de 60 segundos en una prueba incremental aumentó desde los 15 a los 29 años de edad a 7,2 W al año, y superados los 30 años de edad, disminuyó a un ritmo de 2,4 W al año (Balmer, et al., 2005). El envejecimiento, per se, representó el 25% de la variación en la potencia máxima desarrollada (Balmer, et al., 2005). Por lo tanto, parece ser, que en ciclismo, la potencia máxima llega a su pico

aproximadamente sobre los 29 años, lo cual concuerda con los resultados de otros estudios realizados en otros deportes (Balmer, et al., 2005). Sin embargo, tal y como se ha detallado anteriormente, cuando comparamos ciclistas de alto nivel, además de la potencia máxima, otros factores como la intensidad o la eficiencia de pedaleo pueden ser determinantes del rendimiento. En este sentido, Balmer et al (2008) no encontraron diferencias significativas en la eficiencia de pedaleo ni en la intensidad relativa máxima en una contrarreloj de 16.0 Km entre ciclistas seniors (28 ± 3 años) y los ciclistas veteranos (57 ± 4 años) (Balmer, Bird, Davison, & Lucia, 2008). El hecho de que ciclistas mayores de 30 años demuestren un gran rendimiento en pruebas de alto nivel (e.g. Cadel Evans con 35 años ganó el "Tour de France") podría venir determinado por la capacidad de compensar la pérdida de potencia máxima manteniendo una alta eficiencia e intensidades relativas de pedaleo.

1.1.6. Género

El género tiene una clara influencia en las carreras ciclistas de larga distancia. El rendimiento en competiciones internacionales es difícilmente comparable ya que según el género, se realiza sobre distancias y recorridos diferentes. Por ejemplo, en los Juegos Olímpicos de Londres 2012, el ganador de la prueba masculina (Alexander Vinokourov) recorrió los 250 km a una velocidad media de $43.4 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, mientras que la ganadora de la prueba femenina (Marianne Vos) realizó los 140.3 km a una velocidad media de $39,2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$. Como se puede observar, obviando muchos factores, como por ejemplo, las características del terreno o la climatología, la prueba masculina fue considerablemente más larga y se realizó a mayor velocidad, aproximadamente un 10% más rápida que la prueba femenina.

Lamberts (2014) comparó diferentes variables relacionadas con el rendimiento en 82 hombres y 20 mujeres entrenados/as (Lamberts, 2014). En una prueba máxima, con incrementos de $20 \text{ W}\cdot\text{min}^{-1}$, los hombres demostraron

un pico de potencia máxima 25% superior al que llegaron las mujeres (385 ± 41 vs 288 ± 25 W), aunque cuando se compararon los valores relativos a la masa, la diferencia fue únicamente del 4% (5.0 ± 0.5 vs 4.8 ± 0.3 W · kg⁻¹). En este estudio también se comparó el rendimiento en una contrarreloj simulada de 40 km, donde los hombres la realizaron un 11% más rápida, a una potencia media un 44% superior (260 ± 37 y 181 ± 20 W, respectivamente).

Respecto a valores de VO_{2max} , es usual encontrar en la literatura valores absolutos del ciclismo masculino de 5.0 a 6.4 l·min⁻¹ o valores relativos de 70 a 85 ml·kg⁻¹·min⁻¹ (Coyle, et al., 1991; Lucia, et al., 2001a; Lucia, et al., 1998; Mujika & Padilla, 2001). En el caso del ciclismo femenino, las referencias son más escasas. En una revisión de Martin et al (2001), las ciclistas de carretera de élite mostraron valores de 3.9 ± 0.3 l·min⁻¹ y 63.8 ± 4.2 ml·kg⁻¹·min⁻¹, que son un 10% inferiores a los mostrados en hombres (D. T. Martin et al., 2001).

Al intentar comparar la economía y/o eficiencia de pedaleo, la controversia es similar a la mostrada en estudios de carrera (Ogueta-Alday, 2014). En un estudio realizado por Hopker et al (2010), las mujeres presentaron valores de eficiencia gruesa significativamente mayores que los hombres, cuando se utilizó la misma potencia absoluta de pedaleo (Tabla 1.1) (J. Hopker, Jobson, Carter, & Passfield, 2010). Sin embargo, cuando se compara la eficiencia a potencias relativas a la masa corporal, las diferencias en eficiencia gruesa disminuyen considerablemente. No obstante, según este estudio, al 60% del VO_{2max} las mujeres serían más eficientes pedaleando que los hombres, lo que se atribuyó a su menor masa magra en las piernas y al gasto necesario para movilizarla (factor inercial).

Tabla 1.1- Comparativa de eficiencia de pedaleo (GE) por género. Hopker et al (2010)

	150 W	180 W	LT	60% Potencia aeróbica máxima
Mujeres (%)	22.5 (2.1) *	22.3 (1.8) *	23.2 (3.5)	23.5 (3.5)
Hombres (%)	19.9(1.8)	20.4(1.5)	21.9(1.7)	21.7 (1.6)

1.2. Factores medio-ambientales

Los factores ambientales más analizados en la literatura científica son el aire o viento, la temperatura y humedad, la presión atmosférica o la altitud y la pendiente del terreno. A continuación desarrollaremos cada uno de ellos con mayor detenimiento.

1.2.1. Aire o Viento

La mayor parte de la potencia generada en ciclismo (más del 90%) está destinada a vencer la fuerza de arrastre aerodinámico cuando la competición se desarrolla en llano y a velocidades superiores a los 40 km h⁻¹ (García-Lopez, 2008). De hecho, a mayor velocidad de desplazamiento, la fuerza de arrastre aumenta y la potencia que debe desarrollar el ciclista para contrarrestarla aumenta al cubo de esa velocidad de desplazamiento (Ecuación 3) (Greg Atkinson, et al., 2003).

Ecuación 3

$$P_{FA} = 0.5 \cdot \rho \cdot S \cdot C_x \cdot V^3$$

En la Ecuación 3 se puede observar que, aparte de la velocidad, otros factores afectan a la potencia generada para vencer las fuerzas de arrastre, como son la densidad del aire (ρ), el área frontal del complejo ciclista-bicicleta

(S) y el coeficiente de arrastre (Cx). Estos dos últimos factores suelen expresarse de forma agrupada como el coeficiente de succión o coeficiente de penetración (S·Cx). Tal y como se comentará posteriormente de forma más extensa, existen variedad de factores que afectan al S·Cx, y por lo tanto a la potencia que debe generar el ciclista, como por ejemplo, las características de la bicicleta (cuadro, ruedas y tipo de manillar), la posición del ciclista, la indumentaria o el efecto de ir a rueda.

1.2.2. Temperatura y presión atmosférica (efectos en la densidad del aire)

La temperatura y la presión atmosférica (relacionada con la altitud de la competición) afectan directamente a la densidad del aire (Ecuación 4), y por lo tanto, afectan a la potencia generada para contrarrestar las fuerzas de arrastre (Ecuación 3). Normalmente, para calcular la densidad del aire en ciclismo suele considerarse que el efecto de la humedad del ambiente es despreciable, ya que sólo la afectaría en valores extremos por encima del 90% o por debajo del 10% (Garcia-Lopez, Ogueta-Alday, Larrazabal, et al., 2014).

Ecuación 4

$$\rho = \rho_0 \cdot (273/760) \cdot (P/T)$$

ρ : Densidad del aire
 ρ_0 : Densidad del aire estándar (1,293 Kg/m³)
P: Presión atmosférica en mm Hg
T: Temperatura en °K (°K=273+°C)

Aplicando la Ecuación 4, un aumento de la temperatura de 10°C supondrá una disminución de la densidad del aire del 3-4%, y dependerá de la duración de la prueba, la temperatura absoluta (°C) y la humedad relativa (%) que esta disminución sea o no aconsejable para la mejora del rendimiento (véase siguiente apartado). De igual forma, cuanto mayor es la altitud de competición, menor es la densidad del aire (Ecuación 5a), disminuyendo a su vez la presión

parcial de O₂ (Ecuación 5b), lo cual podría comprometer la capacidad de los ciclistas para consumir oxígeno, limitando así su nivel de rendimiento (Garcia-Lopez, 2008). Las estimaciones llevadas a cabo sobre la altitud óptima para competir en carreras de ciclistas de cierta duración es de 2500 m para ciclistas aclimatados a la altitud y de 2000 m para ciclistas no aclimatados (Garcia-Lopez, 2008). Esto es debido a que la presión atmosférica a 2500 m de altitud disminuye un 25-30% respecto al nivel del mar (760 vs 557 mm de Hg, respectivamente), mientras que el VO_{2max} sólo decae un 15-20% (0.86 al aplicar la Ecuación 5b). La diferencia entre ciclistas aclimatados y no aclimatados se debe a la reducción del VO_{2max} como respuesta aguda a la altitud (Garcia-Lopez, 2008).

Ecuación 5a (Garcia-Lopez, 2008)

$$P \text{ (mm de Hg)} = 1,2024 - [760 / (2,7183^{(0,124 \times \text{km})})]$$

P: Presión atmosférica en mm de Hg

km: Altitud en kilómetros

Ecuación 5b (Olds;2001)

$$\text{VO}_{2\text{max}} \text{ (Altitud)} / \text{VO}_{2\text{max}} \text{ (nivel del mar)} = 1,2024 - [0,85 \cdot 2,7183^{(240-P)/242}] - [0,0018 \cdot \text{VO}_{2\text{max}} \text{ (nivel del mar)}]$$

VO_{2max} (Altitud): Consumo máximo de oxígeno en condiciones de altitud

VO_{2max} (nivel del mar): Consumo máximo de oxígeno a nivel del mar

P: Presión en mm Hg

1.2.3. Temperatura y humedad relativa (efectos en el rendimiento)

Tal y como hemos visto en el apartado anterior, desde el punto de vista de la mecánica de fluidos, la temperatura afecta a la densidad del aire y a la fuerza de arrastre. Pero, por otro lado, la temperatura también tiene unos efectos fisiológicos que influyen en el rendimiento deportivo. Por regla general, el calor ambiental dificulta los procesos de disipación del calor interno del cuerpo, aumentando la temperatura corporal, al igual que la frecuencia cardíaca y la ventilación. Por este motivo, los atletas se fatigan más rápidamente, tienen un uso de glucógeno mayor en comparación con condiciones normales y presentan una disminución del gasto cardíaco.

El aumento de la temperatura del ambiente se agrava en combinación con un aumento de la humedad relativa, ya que ambas variables contribuyen a la sensación de temperatura o estrés térmico, denominado WBGT (Wet Bulb Globe Temperature) (Ogueta-Alday, 2014). Si la temperatura corporal aumenta o el ciclista prevé un aumento brusco del estrés térmico, se producen cambios anticipados en la estrategia de prueba (teleoanticipación, regulada por el sistema nervioso central) para evitar la hipertermia (Hettinga, et al., 2007).

En la literatura encontramos bastantes estudios sobre el efecto de la temperatura y la humedad en el rendimiento en ciclismo, si bien, la mayoría (por no decir todos) se han realizado en condiciones simuladas de laboratorio. Estos estudios parecen indicar que los efectos de la temperatura sobre el rendimiento en el ciclismo de ruta sigue un comportamiento en U invertida (Galloway & Maughan, 1997), de forma que el rendimiento a 11 y 17°C se ha mostrado superior a los demostrados a 4, 21 y 31°C (Galloway & Maughan, 1997; Peiffer & Abbiss, 2011). Asimismo, la potencia media desarrollada en una contrarreloj de 30 min fue un 6,5% mayor a 23°C comparado con 32°C, a la misma humedad relativa del 60% (Tatterson, Hahn, Martin, & Febbraio, 2000).

A intensidades submáximas también se ha demostrado que la temperatura afecta al rendimiento, a través del deterioro de la eficiencia gruesa de pedaleo. Así, se ha encontrado un descenso de 0,9% en dicha eficiencia al aumentar 20°C en la temperatura ambiente, lo que ha sido atribuido al aumento de la circulación sanguínea a nivel cutáneo con el objetivo de eliminar una mayor cantidad de calor, aumentando el VO_2 a la misma intensidad (Hettinga, et al., 2007).

1.2.4. Pendiente del terreno

Una mayor inclinación del terreno junto a un mayor peso del sistema ciclista-bicicleta aumenta la fuerza de la pendiente, que junto a la fuerza de arrastre aerodinámico y la fuerza de rodadura, forman las fuerzas resistivas que se oponen al avance del sistema ciclista-bicicleta. Se ha estimado que en puertos de montaña de tercera categoría y superiores (segunda, primera y especial), la fuerza de la pendiente es más del 90% de la resistencia que se opone al avance de la bicicleta (Garcia-Lopez, 2008). Sin embargo, esta contribución relativa dependerá, además de la inclinación de la superficie, de la velocidad del sistema ciclista-bicicleta.

En pendientes inferiores al 20% (0,20 en tanto por uno), se puede utilizar una ecuación simplificada (Ecuación 6) para calcular la potencia necesaria para ascender, en función de la velocidad (Garcia-Lopez, 2008):

Ecuación 6

$$P_{FP} = P \cdot \% \cdot v$$

P_{FP} = Potencia para vencer la Fuerza de la pendiente.

P: Peso del sistema ciclista-bicicleta en Newtons.

%: Inclinación de la pendiente en tanto por uno.

V: Velocidad en $m \cdot s^{-1}$.

Por otro lado, la pendiente afecta de diferente manera a ciclistas más pesados o más livianos. Está claro que en bajada, los ciclistas más pesados, tienen a su favor la fuerza de la gravedad, que los empuja con una fuerza proporcional a su masa (E. W. Faria, Parker, & Fria, 2005). En cambio, normalmente tiene grandes dificultades para mantener la ventaja durante el ascenso, donde los ciclistas más livianos tienen la ventaja de un mayor VO_{2max} relativo al peso corporal. Sin embargo, esta justificación queda algo simple para poder explicar por qué el rendimiento de los ciclistas livianos es mayor en situaciones donde hay que ascender por una pendiente, y los ciclistas más

pesados en situaciones donde sólo hay que vencer la resistencia del aire (llano o bajada). Ampliando los argumentos anteriores, debemos considerar al ciclista dimensionalmente (escala alométrica), de forma que su capacidad para producir potencia será prácticamente proporcional a la masa (representación tridimensional), mientras que la resistencia del aire será proporcional al área frontal (representación bidimensional). (Garcia-Lopez, 2009).

1.3. Factores psicológicos

Numerosos mecanismos son responsables de las alteraciones psicológicas en la activación central y la percepción del esfuerzo, que de hecho determinan la percepción inconsciente de la fatiga, que puede influir en la reducción de la potencia de pedaleo (C. R. Abbiss & Laursen, 2005). Se cree que diferentes factores como el VO_2 , la temperatura de la piel, el lactato, la frecuencia cardíaca, y la frecuencia respiratoria, entre otros, tienen una influencia psicológica en el rendimiento. La percepción subjetiva del esfuerzo (en inglés "*Rated Perceived Exertion*" ó RPE) es un buen método alternativo para valorar la intensidad del esfuerzo y para detectar la fatiga aguda y crónica en ciclismo (C. R. Abbiss & Laursen, 2005). Además, se ha demostrado que teniendo en cuenta el tiempo de esfuerzo puede ser un buen método de monitorización de la carga de trabajo en entrenamiento y/o competición (Rodríguez-Marroyo, Villa, Garcia-Lopez, & Foster, 2012). Se ha observado que las estrategias que hacen reducir la percepción subjetiva del esfuerzo durante la práctica de deportes de resistencia conllevan una mejora en el rendimiento (Blanchfield, Hardy, De Morree, Staiano, & Marcora, 2014). Veremos algunas de estas estrategias en los siguientes puntos.

1.3.1. Diálogo interno ó "*selftalk*"

El "*selftalk*" consiste en "un diálogo del deportista consigo mismo, utilizando instrucciones y refuerzos con el objetivo de regular y cambiar evaluaciones o

convicciones” (Tod, Hardy, & Oliver, 2011). En general, deportistas y entrenadores consideran que es una herramienta que mejora tanto el rendimiento deportivo como otros factores como la confianza (Tod, et al., 2011). En una revisión sistemática se defiende la buena efectividad del “*selftalk*” positivo o sobre el rendimiento, añadiendo que no se han encontrado efectos en la utilización del “*selftalk*” negativo (Tod, et al., 2011). El “*selftalk*” positivo busca focalizar la atención del deportista en el presente no en los errores pasados ni en los que se pueden cometer en el futuro (Hardy, 2006). En cambio, el “*selftalk*” negativo utiliza la crítica, se trata de conversaciones contraproducentes, irracionales, que incluso producen ansiedad (Hardy, 2006). Además, el “*selftalk*” debe servir como mínimo para dos funciones, la instructiva y la motivacional (Hardy, 2006). Tanto la función motivacional (consistente en focalizar la atención en aspectos como el nivel de excitación, la mentalización o la relajación) como la instructiva (consistente en focalizar la atención en aspectos técnicos de la tarea) (Hardy, 2006), tienen efectos positivos tanto en tareas de precisión como en otro tipos de tareas más rudas (Tod, et al., 2011).

Respecto la utilización de esta herramienta psicológica en deportes de resistencia como el ciclismo, recientemente se ha demostrado como un entrenamiento durante 2 semanas utilizando “*selftalk*” de tipo motivacional, con instrucciones escogidas por los mismos ciclistas, consiguió reducir la percepción del esfuerzo en la segunda mitad de una contrarreloj al 80% del pico de potencia y aumentó el tiempo hasta el agotamiento en un 15% (Blanchfield, et al., 2014).

1.3.2. Foco de atención

Existen principalmente dos estrategias cognitivas de afrontamiento para mejorar el rendimiento durante tareas de resistencia como el ciclismo, la asociación y la disociación (Bertollo et al., 2015). En la estrategia de asociación los ciclistas controlan sus sensaciones corporales (por ejemplo, la frecuencia respiratoria, la temperatura corporal, el dolor muscular y la rigidez), al mismo

tiempo que buscan relajarse y modificar parámetros biomecánicos, como por ejemplo, la cadencia y el desarrollo para asegurar una mayor economía de pedaleo. Esta estrategia puede denominarse como la dirección del foco de atención hacia aspectos internos del movimiento o actividad deportiva. Por otro lado, la disociación se produce cuando los deportistas ignoran el dolor, la fatiga o el aburrimiento dirigiendo su atención hacia el exterior o al centrarse en otros estímulos, como escuchar música (Bertollo, et al., 2015). Parece ser que las instrucciones que inducen al deportistas a un enfoque externo del movimiento suelen dar lugar a movimientos más eficaces y eficientes que aquellos que inducen a un enfoque interno (Stoate & Wulf, 2011). En tareas de elevada complejidad motora y de habilidad, dirigir la atención hacia aspectos internos podría ser perjudicial (Schucker, Hagemann, Strauss, & Volker, 2009).

Durante la carrera de resistencia al aire libre se ha observado que centrarse en los alrededores en vez de en el propio movimiento o en la respiración mejoraba la economía energética (Schucker, et al., 2009). Sin embargo, se debe considerar que probablemente el enfoque externo o interno depende de la intensidad de la carga de trabajo (Tenenbaum & Connolly, 2008). Mientras la intensidad del ejercicio sea moderada, los deportistas pueden cambiar intencionadamente su foco atencional (Tenenbaum & Connolly, 2008). Sin embargo, parece ser que por encima de un umbral de intensidad, dónde se empieza a padecer dolor muscular, fatiga, etc... esta capacidad de cambio se ve comprometida y los deportistas se centran en las señales internas (Bertollo, et al., 2015). Probablemente, la clave reside en encontrar aquellas señales internas que están relacionadas con la ejecución de la tarea y no en señales corporales de falta de confort. Siguiendo esta hipótesis, en un estudio reciente, se obtuvieron mejores resultados en un prueba máxima, cuando se mantuvo la atención en aspectos internos como la cadencia preferida mediante un metrónomo o regulada por ellos mismos que focalizando la atención en aspectos internos no relacionados con la tarea, como el dolor muscular, la fatiga, etc...(estrategia interna disfuncional) (Bertollo, et al., 2015).

1.3.3. Teleoanticipación y regulación

La teleoanticipación es la regulación subconsciente del gasto energético y los cambios metabólicos por parte del sistema nervioso central con el objetivo de rendir en las fases importantes de competiciones o pruebas máximas (Rodríguez-Marroyo, García-Lopez, Juneau, & Villa, 2009). De esta manera, parece ser que la velocidad de una competición por etapas está influenciada por la teleoanticipación, de forma que la carga de trabajo diaria en una carrera de 21 días es menor que la realizada en carreras de 5 y 8 días, alargando el tiempo en zonas por debajo del umbral ventilatorio y recortando el tiempo por encima del umbral de compensación respiratorio (Rodríguez-Marroyo, García-Lopez, Juneau, et al., 2009). La teleoanticipación también influye en esfuerzos cortos de máxima intensidad, de forma que la potencia desarrollada en los primeros 5 y 10 segundos de un test de 45 s es menor que la obtenida por los mismos deportistas en un test de 10-15 s (Wittekind, Micklewright, & Beneke, 2011).

La teleoanticipación está muy relacionada con la regulación ó " *pacing*" del esfuerzo dentro de una misma sesión de entrenamiento, competición o test (C. R. Abbiss & Laursen, 2008). Resumiendo, se acepta que durante esfuerzos menores de 30 s la estrategia "*all-out*", que consiste en producir la máxima capacidad de potencia o velocidad desde el primer momento, es la más efectiva. Los esfuerzos hasta 2-4 min de duración tendrían una estrategia en "U", que consiste en comenzar con una potencia o velocidad elevada, estabilizarla y finalmente volver a aumentarla. No se han encontrado diferencias sustanciales entre las subestrategias "J" y "J invertida ó Υ ", que varían en función del ritmo inicial, menor y mayor, respectivamente. Durante los esfuerzos entre 4 min y 4 horas la mejor estrategia es plana, con una distribución homogénea de la potencia o ritmo a lo largo de la prueba. Por último, en esfuerzos superiores a 4 horas, se ha descrito una estrategia de regulación positiva, con un incremento progresivo de la potencia o ritmo. Las dos últimas estrategias que se han comentado (plana y positiva) pueden variar

ligeramente, habiéndose demostrado que en situaciones de viento en contra o subida por pendientes puede interesar variar mínimamente el esfuerzo (+10% de la potencia media desarrollada) de forma que el rendimiento final se ve aumentado (G. Atkinson, Peacock, & Passfield, 2007). Lo contrario ocurriría en situaciones de viento a favor y descenso, donde la potencia media podría ser reducida.

1.4. Factores derivados del entrenamiento

El entrenamiento trata de incrementar la habilidad para mantener la máxima potencia o velocidad de desplazamiento durante una distancia o tiempo predeterminado, mediante la manipulación de la carga del entrenamiento, que viene definida por el volumen, intensidad, frecuencia y densidad del trabajo realizado (Algarra & Gorrotxategi, 2012). Estos parámetros deben ser planificados sistemática e individualmente para conseguir un rendimiento óptimo del ciclista. Principalmente se destacan dos métodos de periodización de la carga de entrenamiento, la periodización tradicional y la periodización por bloques (Mujika & Laursen, 2012). La periodización tradicional en el ciclismo de resistencia suele dividirse en dos grandes mesociclos: fase de larga duración de base aeróbica, con sesiones de larga duración e intensidad baja; fase de entrenamiento concentrado, caracterizado por gran volumen y alta intensidad, para finalizar con una fase competitiva donde se reduce el volumen y se mantiene la intensidad. En los últimos años, el número de carreras ciclistas ha aumentado de forma considerable, obligando a los ciclistas a mantener un periodo competitivo más largo. Estos cambios ha producido la aparición de otros métodos de periodización, como la periodización por bloques (Algarra & Gorrotxategi, 2012), que mantiene la misma filosofía que el método tradicional, pero reduciendo las fases de entrenamiento para encontrar varios puntos de rendimiento en una misma temporada mediante mesociclos más cortos (de 6 a 8 semanas).

1.4.1. Resistencia

El entrenamiento de resistencia en el ciclismo de carretera debe ir orientado a la mejora del rendimiento a partir de la influencia en el VO_{2max} , el umbral anaeróbico y la eficiencia de pedaleo. Para mejorar estos aspectos es de suma importancia establecer una relación óptima entre la intensidad y el volumen en una programación. De hecho, encontramos diferentes propuestas en la literatura, unas donde se da mayor peso al entrenamiento de baja intensidad (Schumacher & Mueller, 2002) y otras donde se defiende el uso de los entrenamientos interválicos de alta intensidad (Billat, 2001; Laursen, Shing, Peake, Coombes, & Jenkins, 2002, 2005; Stepto, Hawley, Dennis, & Hopkins, 1999).

Las últimas tendencias han venido marcadas por lo que se conoce como “polarización del entrenamiento”, y que hace alusión al entrenamiento en zonas de alta (por encima del umbral anaeróbico) y baja intensidad (por debajo del umbral aeróbico), sin apenas trabajo en zonas de media intensidad (entre el umbral aeróbico y anaeróbico). En deportes de alta intensidad como el ciclismo en pista, parece ser que la distribución óptima del entrenamiento es una polarización del 75% a intensidades bajas y un 10-15% a intensidades muy altas (Laursen, 2010). En cambio, en el ciclismo en ruta, utilizando ciclistas entrenados ($\sim 64 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$), se ha demostrado como cambios de un 15% en el entrenamiento de resistencia de base aeróbica por entrenamiento de alta intensidad durante 4-6 semanas representan un incremento de un 5% en el pico de potencia y una mejora de un 2.5% en el tiempo en una contrarreloj de 40 km (Westgarth-Taylor et al., 1997). Además, parece ser que se mejora el rendimiento en este tipo de contrarrelojes, mediante el entrenamiento interválico a altas intensidades, cercanas a la potencia máxima y con tiempos de trabajo del 60% del tiempo necesario para llegar a la potencia máxima en un test progresivo (Laursen, et al., 2002).

En los últimos años, el pulsómetro y el potenciómetro han sido las dos herramientas principales para el control durante el entrenamiento y la competición en el ciclismo de alto nivel. A partir de la frecuencia cardíaca y el VO_{2max} se definen 4 zonas de entrenamiento relacionadas con la intensidad del ejercicio (Fernandez-Garcia, Perez-Landaluce, Rodriguez-Alonso, & Terrados, 2000): Zona 1 o de recuperación, por debajo del 50% del VO_{2max} ; Zona 2 o Aeróbico Moderado, a una intensidad entre el 50-70% del VO_{2max} ; Zona 3 o Aeróbico intenso, a una intensidad entre el 70-90% del VO_{2max} ; Zona 4 o Anaeróbico, por encima del Umbral anaeróbico individual, es decir aproximadamente por encima del 90% del VO_{2max} . De esta forma se ha definido como en carreras ciclistas como el Tour de Francia, en etapas llanas, los ciclistas estuvieron un 25.2% en Zona 1, un 32% en Zona 2, un 29.2% en Zona 3 y un 16.8% en Zona 4 (Fernandez-Garcia, et al., 2000).

Para una utilización correcta de la frecuencia cardíaca como indicador de la intensidad del ejercicio, se deben tener en cuenta sus particularidades. La frecuencia cardíaca puede ser imprecisa y problemática debido a diversos factores como la deshidratación, la hipertermia o la deriva cardiovascular causada por la disminución del volumen sistólico en ejercicios de larga duración (Vogt et al., 2006). Además, es un parámetro cambiante en relación a la posición del ciclista (aerodinámica *vs* posición alta), la cadencia de pedaleo y a las características del terreno. De hecho, en ciclistas de cierto nivel, y con un volumen de entrenamiento elevado, a una misma potencia, existen diferencias substanciales en el frecuencia cardíaca en terreno llano o en subida (Algarra & Gorrotxategi, 2012). Cuando se compara la potencia con la frecuencia cardíaca en competición, esta última subestima el tiempo de permanencia en zonas de intensidad moderada y máximas. Además, sobrestima el tiempo de permanencia en un zona comprendida entre el umbral anaeróbico y 1mMol/l por encima (Vogt, et al., 2006).

A partir del uso de potenciómetros para el control del entrenamiento y la competición, se ha propuesto una escala de intensidades para aplicar en el

entrenamiento de la resistencia (Allen & Coggan, 2010). En este caso, la referencia inicial es el Umbral de Potencia Funcional, que se define como el 95% de la potencia media, en vatios, desarrollada durante una ascensión a máxima intensidad durante 20 minutos (Algarra & Gorrotxategi, 2012). A partir de este umbral se determinan 7 zonas de entrenamiento (Allen & Coggan, 2010) (Tabla 1.2)

Tabla 1.2.- Las 7 zonas de entrenamiento determinadas a partir de la Unidad de Potencia Funcional.

Nivel de Intensidad	Nombre	% del Umbral de Potencia Funcional	% de la FC en el Umbral Anaeróbico	Percepción del esfuerzo. (Escala de Borg modificada 0-10)
1	Recuperación Activa	45-55%	≤68%	<2
2	Resistencia	56-75%	69-83%	2-3
3	Ritmo	76-90%	84-94%	3-4
4	Umbral de Lactato	91-105%	95-105%	4-5
5	VO _{2max}	106-120%	>106%	6-7
6	Capacidad Anaeróbica	121-140%	No valorable	>7
7	Potencia Neuromuscular	>140%	No valorable	Máxima

1.4.2. Fuerza

En un principio, podría pensarse que el entrenamiento de fuerza en el ciclismo de carretera debe ir orientado a la mejora del metabolismo anaeróbico, sin embargo, se ha demostrado que puede mejorar la capacidad de resistencia de larga duración (>30 min) en atletas de alto nivel (Aagaard & Andersen, 2010). Un régimen de entrenamiento de alto volumen con cargas pesadas combinado con el entrenamiento de resistencia, mejoran los resultados en una contrarreloj de 45-min en ciclistas de alto nivel (VO_{2max} ~71-75 ml·kg⁻¹·min⁻¹), consiguiendo además un incremento de las fibras tipo IIa, un incremento de la fuerza muscular máxima y la mejora de la capacidad de fuerza rápida (Aagaard et al., 2011). Es interesante destacar que en este estudio, el entrenamiento combinado de resistencia y fuerza no produjo hipertrofia de la célula muscular o

una reducción de la densidad capilar muscular (Aagaard, et al., 2011). Aagaard y Andersen (2010) constatan que en estudios anteriores donde se utilizó un volumen de trabajo reducido (<8 semanas) y/o una intensidad de trabajo media-baja (<80% de 1RM) no se logró mejorar la resistencia de larga duración (Aagaard & Andersen, 2010). Sin embargo, parece ser que el entrenamiento de fuerza máxima (>85%) y/o de fuerza explosiva, mantenido durante más de 12 semanas, combinado con el entrenamiento de resistencia, es más ventajoso para deportes de resistencia de larga duración que el entrenamiento de hipertrofia (Aagaard, et al., 2011).

1.4.3. Aclimatación al calor

Tal y como se ha comentado en apartados anteriores, la temperatura afecta al rendimiento, bien porque aumenta la temperatura corporal o bien porque produce cambios anticipados originados el sistema nervioso central para evitar la hipertermia (Hettinga, et al., 2007). Debido al calor los atletas se fatigan más rápidamente, tienen un uso de glucógeno mayor en comparación con condiciones normales, presentan una disminución del gasto cardíaco, y disminuyen su eficiencia de pedaleo (Hettinga, et al., 2007). Lorenzo et al. (2010) llevaron a cabo un estudio con ciclistas en los que se realizaba una aclimatación de 10 días al calor (38°C), y observaron una mejora del 8% en el VO_{2max} y tiempo hasta el agotamiento, un 5% más de potencia desarrollada en el umbral anaeróbico y un aumento del volumen plasmático (Lorenzo, Halliwill, Sawka, & Minson, 2010). A la luz de estos resultados, parece ser que en el ciclismo de alto nivel, sería recomendable realizar una óptima aclimatación para preparar las competiciones que se van a realizar en condiciones extremas de calor.

1.4.4. Entrenamiento en altura

En la actualidad, existen varias formas de entrenamiento hipóxico y/o exposición a la altura con el objetivo de mejorar el rendimiento a nivel del mar: el método tradicional de vivir arriba y entrenar arriba ("*Live High–Train High*"), el método contemporáneo de vivir arriba y entrenar abajo ("*Live High–Train Low*"), la exposición hipóxica intermitente durante el descanso y la exposición hipóxica intermitente durante sesión continua (Millet, Roels, Schmitt, Woorons, & Richalet, 2010). En un reciente metaanálisis se destaca que tanto el método tradicional como el contemporáneo pueden aumentar el rendimiento deportivo, pero ciertamente no en todos los atletas (Lundby, Millet, Calbet, Bartsch, & Subudhi, 2012). Parece ser que la respuesta a la altura está condicionada por el volumen de glóbulos rojos de cada sujeto (Lundby, et al., 2012). Por lo tanto, la incorporación del entrenamiento en altura a la planificación del entrenamiento anual debe ser individualizada, teniendo un profundo conocimiento del deportista, ya que podemos encontrar deportistas que tienen una buena adaptación y respuesta al estímulo de la hipoxia y otros que no (R. F. Chapman, Stray-Gundersen, & Levine, 2010).

Una vez se ha tenido en cuenta el factor de la personalización del entrenamiento en altura, como norma general, parece ser que "*Live high-Train Low*" es la mejor metodología para aumentar el rendimiento, sin la utilización de simuladores de altitud (Bonetti & Hopkins, 2009). La altitud óptima para vivir en altitud se ha definido entre 2200-2500m para proporcionar un efecto óptimo sobre la función eritropoyética (Millet, et al., 2010). La duración óptima en la altitud parece ser de unas 4 semanas, para inducir la eritropoyesis acelerada. La dosis diaria de altitud, donde se obtienen mayores beneficios hematológicos, es mayor cuanto mayor es la exposición hipóxica, ya que se ha obtenido beneficios adicionales aumentando la exposición hipóxica más allá de 16 horas/día (Millet, et al., 2010).

1.4.5. Entrenamiento de la técnica de pedaleo

Existe cierta controversia en la literatura sobre si los ciclistas profesionales tienen una mejor técnica de pedaleo que los ciclistas recreativos. Los pocos estudios experimentales sobre este no son concluyentes (Coyle, et al., 1991; G. Mornieux, Stapelfeldt, Gollhofer, & Belli, 2008; Sanderson, 1991). Por un lado, Coyle et al (1991) observó que los ciclistas de élite tenían la capacidad de generar mayor fuerza durante el descenso del pedal que los ciclistas menos experimentados, aunque por el contrario, encontraron que los ciclistas sub-élite tenían mayor índice de fuerza efectiva que los ciclistas de élite (Coyle, et al., 1991). Contrariamente, otros estudios han demostrado mayor índice de fuerza efectiva en los ciclistas de élite (G. Mornieux, et al., 2008). Sin embargo, en ambos estudios los ciclistas élite necesitaron mayor fuerza durante la fase de descenso que los ciclistas menos experimentados. Por lo tanto, no queda claro si los ciclistas de élite consiguen una mayor potencia de pedaleo a partir de una mayor fuerza durante el descenso del pedal o si lo hacen a partir de la técnica de tirón del pedal hacia arriba en la fase de recobro, reduciendo las fuerzas negativas del pedaleo y mejorando el índice de fuerza efectiva (Korff, et al., 2007; G. Mornieux, et al., 2008).

Llegado a este punto, nos encontramos con una nueva controversia, ya que según algunos autores, trabajar la técnica del tirón hacia arriba en la fase de recobro causa un aumento en el consumo de oxígeno debido, a un aumento de la actividad de la musculatura flexora de la rodilla (Korff, et al., 2007; G. Mornieux, et al., 2008). Sin embargo, un estudio reciente sugiere que la disminución de la eficiencia de pedaleo sucede únicamente de forma aguda y que el entrenamiento mediante feedback, intentando acentuar la técnica del tirón hacia arriba en la fase de recobro, puede llevar a un pedaleo con mayor fuerza efectiva aplicada en el recobro del pedal, sin penalizar en el aumento del VO_2 (Theurel, et al., 2012). La controversia encontrada en la literatura en los últimos años indica que hace falta seguir investigando en la caracterización de

la técnica de pedaleo de los ciclistas profesionales y sobre los efectos a largo plazo del entrenamiento de la técnica de pedaleo.

1.4.6. Tapering

El tapering es la reducción de la carga de entrenamiento durante un periodo de tiempo variable antes de la competición con la intención de reducir el estrés fisiológico y psicológico del entrenamiento diario y optimizar su rendimiento (Mujika & Padilla, 2003). Esta reducción de la carga de entrenamiento puede darse mediante la alteración de los diferentes componentes del mismo (volumen, intensidad, frecuencia y densidad) e incluso por el tipo de reducción de la carga (progresiva o por pasos) (Bosquet, Montpetit, Arvisais, & Mujika, 2007).

La investigación en este campo ha demostrado que el tapering puede producir mejoras tanto en factores fisiológicos como en indicadores de rendimiento. Por ejemplo, la reducción metodológica de la carga incrementa la concentración de glucógeno en el músculo, el VO_{2max} , el nivel de hematocrito, la fuerza y potencia muscular, y el rendimiento en diferentes disciplinas deportivas (Neary, Bhambhani, & McKenzie, 2003). Parece ser que un descenso de entre el 40 al 60% en el volumen de entrenamiento es la mejor medida para aumentar el rendimiento (Bosquet, et al., 2007). De hecho en ciclismo se ha demostrado que la reducción de un 50% de la carga de entrenamiento semanal (comparado con un 30% y un 80%) a partir de la reducción de la frecuencia y la duración del ejercicio, durante un periodo de 7 días, manteniendo la intensidad de entrenamiento (85-90% del VO_{2max}) fue óptimo para aumentar un 5.4% el rendimiento en una contrarreloj de 20 km (Neary, et al., 2003).

Cuatro tipos diferentes de tapering o “puesta a punto” han sido descritos y utilizados (Figura 1.5) con el objetivo de mejorar el rendimiento deportivo mediante la reducción de la carga previa a la competición (Mujika & Padilla, 2003). Normalmente la carga durante la “puesta a punto” se reduce de forma progresiva, tanto lineal como exponencialmente. Una reducción lineal implica mayor carga de entrenamiento que la exponencial, pudiéndose realizar la reducción de la carga en esta última, más rápidamente o de una forma más lenta (Mujika & Padilla, 2003). Reducciones no-progresivas de la carga también han sido utilizadas, dando como resultado un mantenimiento e incluso la mejora del rendimiento (Mujika & Padilla, 2003). Parece ser que la reducción exponencial de la carga es la mejor estrategia (E. W. Faria, Parker, & Faria, 2005) ya que esta rápida reducción estimula más rápidamente la recuperación y las respuesta del entrenamiento previo. Para ser efectiva, la “puesta a punto” exponencial debería incluir como mínimo un día sin ejercicio por semana

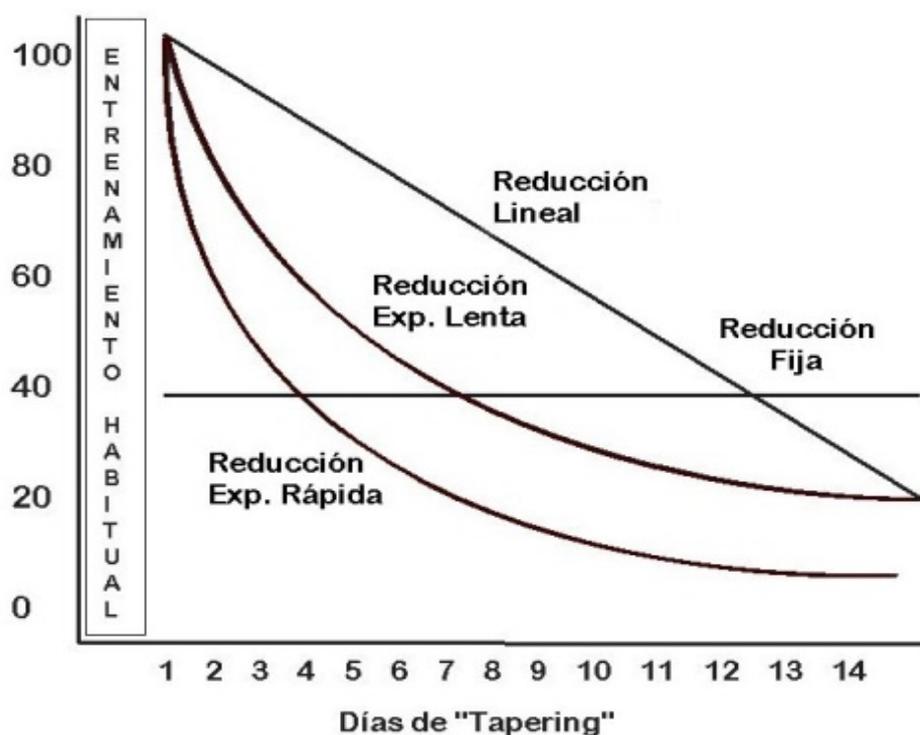


Figura 1.5.- Diferentes tipos de “tapering” utilizando una reducción progresiva de la carga.

1.5. Factores nutricionales

En general se considera que un ciclista de alto nivel gasta de media unos 83 $\text{kJ}\cdot\text{min}^{-1}$, mientras que un ciclista profesional puede gastar durante una parte importante de la carrera unos 120 $\text{kJ}\cdot\text{min}^{-1}$, utilizando la mayor parte de esta energía de los depósitos musculares de glucógeno (Greg Atkinson, et al., 2003). En carreras como el “Tour de France” los ciclistas corren el grave riesgo de agotar las reservas de glucógeno si la energía consumida no se repone a partir de una adecuada estrategia nutricional.

1.5.1. Estrategia nutricional competitiva

García-Roves y colaboradores (1998) siguieron el patrón de alimentación de 10 ciclistas profesionales en la Vuelta ciclista a España durante 3 semanas (García-Roves, Terrados, Fernández, & Patterson, 1998). La distribución de los macronutrientes fue de un 60% de carbohidratos, un 14.5% de proteínas y un 25.5% de grasas. Los ciclistas realizaron una ingesta de carbohidratos muy importante previo a cada etapa (1h antes) y en la comida post-ejercicio (3 h después). La ingesta de carbohidratos durante la carrera fue de 25 $\text{gr}\cdot\text{h}^{-1}$, aunque actualmente se recomienda un mínimo de 70 $\text{gr}\cdot\text{h}^{-1}$ (García-Roves, Iglesias-Gutiérrez, & Menéndez, 2009) y la ingesta de líquidos fue de unos 4 litros. La ingesta de carbohidratos se realizó en base a bollería, pan, pasta, arroz, bebidas y barritas energéticas.

Se considera, que si se adopta una dieta rica en carbohidratos comparada con una dieta mixta, la semana antes de la competición, el rendimiento en deportes de resistencia como el ciclismo mejora (Greg Atkinson, et al., 2003). Parece que existe una relación lineal entre la concentración de glucógeno muscular y el tiempo hasta la fatiga pedaleando a una potencia constante, considerándose que gracias a las reservas de glucógeno se produce una mejora del 2-3% en una contrarreloj (Hawley, Schabort, Noakes, & Dennis,

1997). El aporte de $7-10 \text{ gr}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{dia}^{-1}$ de carbohidratos parece suficiente para asegurarse un llenado completo de los depósitos de glucógeno muscular y adecuado para obtener un óptimo rendimiento (Greg Atkinson, et al., 2003). Por otro lado, las 3-4 horas previas a la competición, sobre todo si es matutina, son importantes para seguir manteniendo un buen nivel de glucosa en sangre, tras el periodo nocturno, dónde la cantidad de glucógeno hepático puede haberse reducido substancialmente.

Está generalmente aceptado que la ingesta de carbohidratos durante la competición con una duración mayor a 45 min puede mejorar el rendimiento (Greg Atkinson, et al., 2003). Esta ingesta tiene como objetivo evitar la depleción de los depósitos de carbohidratos hepáticos. Se recomienda consumir de 60-70 gr de carbohidratos por hora de ejercicio, combinada con ingesta de líquido en cantidades determinadas de acuerdo con las condiciones ambientales, la tasa de sudoración y la tolerancia gastrointestinal (Garcia-Robes, et al., 2009). Los carbohidratos solubles (glucosa, sacarosa, maltosa, maltodextrinas etc.) pueden ser oxidados rápida y efectivamente. El tipo a ingerir no parece influir demasiado cuando se toman en cantidades moderadas, en cambio la fructosa y la galactosa son menos efectivas. Además es importante mantener un ritmo de aporte de carbohidratos. Aumentar el ritmo de ingesta por encima de $1-1.2 \text{ gr}\cdot\text{min}^{-1}$, no resulta en una mayor utilización de carbohidratos (Jeukendrup & Jentjens, 2000).

Respecto a la hidratación, es común no beber lo suficiente durante las carreras de etapas debido a situaciones de carrera, que no permiten realizar el avituallamiento, no permiten soltarse del manillar o el tamaño de los envases es limitado. De hecho, se ha demostrado como en etapas de carreras importantes como el Tour de Francia o la Vuelta a España los ciclistas pierden entre 2-4 kg de peso, de los cuáles la mayoría son líquidos. Por lo tanto, en el post-ejercicio, es igual de importante recuperar los carbohidratos como el líquido perdido. Actualmente las recomendaciones son las de hidratarse con aproximadamente $1.5 \text{ l de líquido}\cdot\text{kg}^{-1}$ de peso perdido durante la etapa (Greg

Atkinson, et al., 2003). El volumen plasmático se recupera más rápidamente si este líquido contiene algo de cloruro sódico, recomendándose una cantidad de $77 \text{ mmol}\cdot\text{l}^{-1}$ (Greg Atkinson, et al., 2003). Por otro lado, el período de ventana post-ejercicio aconsejada para una rápida absorción de carbohidratos es de unos 60-90 min, a un ritmo de 75 a 90 $\text{gr}\cdot\text{h}^{-1}$.

1.6. Factores Biomecánicos

Etimológicamente la palabra biomecánica es un término que deriva del griego “bios”, que significa vida y “mekkaniki” que significa mecánica (Yeadon & Challis, 1994) y se define como una disciplina dirigida a utilizar los principios y métodos de la mecánica en el estudio de las estructuras y fundamentos de los sistemas biológicos (Gutierrez, 1994). En una visión amplia consideramos que la mecánica es una parte de la física que trata del movimiento de los cuerpos (cinemática) y de las causas que lo producen (cinética). En ciclismo, con el objetivo de conseguir la máxima velocidad de desplazamiento, los ciclistas deben minimizar las fuerzas resistivas (arrastre aerodinámico, rozamiento cinético, resistencia de rodadura y resistencia de la pendiente). Por otro lado, los ciclistas deben maximizar las fuerzas propulsivas a partir de un óptimo patrón coordinativo muscular y una óptima técnica de pedaleo. En los siguientes subapartados se tratarán cada uno de estos factores mecánicos, con especial atención a la influencia que tiene sobre ellos la configuración de la bicicleta.

1.6.1. Fuerzas Resistivas

Las fuerzas que aparecen en el ciclismo pueden clasificarse en función de que aceleren o deceleren el sistema ciclista-bicicleta, y se conocen como fuerzas propulsivas y resistivas, respectivamente (R. J. Gregor, Broker, & Ryan, 1991). En el presente apartado se tratarán las fuerzas resistivas, desde la fuerza de arrastre aerodinámica, después el rozamiento cinético y la rodadura,

para finalizar hablando de la resistencia de la pendiente. En general, se puede afirmar que un 1-3% de la potencia total de pedaleo se perderá en forma de rozamiento cinético, mientras que aproximadamente un 5% se destinará a vencer la fuerza de rodadura, y después, el 90% restante será para vencer la resistencia del aire, de la pendiente o ambas. Utilizando determinados modelos matemáticos es posible determinar con exactitud cada una de las resistencias que se han comentado (J.C. Martin, et al., 1998).

1.6.1.1. Fuerzas de arrastre

En ciclismo de carretera, a velocidades superiores a 30 40 km/h en llano, sin ir a rueda, la fuerza de arrastre aerodinámica representa entre un 80 y un 90% del total de las fuerzas resistivas, dependiendo del tipo de bicicleta utilizada (Garcia-Lopez, Ogueta-Alday, Larrazabal, et al., 2014). Esta fuerza de arrastre que ha de contrarrestar el ciclista depende de la densidad del aire (ρ), el área frontal del complejo ciclista-bicicleta (S), el coeficiente de arrastre (Cx) y la velocidad (Ecuación 7).

Ecuación 7

$$FA = 0.5 \cdot \rho \cdot S \cdot Cx \cdot V^2$$

El método de referencia para medir la fuerza de arrastre aerodinámica es el túnel del viento. Se ha demostrado que es un sistema válido y fiable para medir pequeños cambios en las fuerzas de arrastre debido por ejemplo, a cambios en la postura del ciclista, en el casco, o en el manillar (Garcia-Lopez et al., 2008a). Sin embargo, su uso en ciclismo es limitado debido al alto coste económico. Además, pocos túneles del viento están preparados para poder pedalear, están más bien pensados para analizar objetos o posturas estáticas y por lo tanto no simulan exactamente las mismas condiciones del ciclismo en carretera (Garcia-Lopez, Ogueta-Alday, Larrazabal, et al., 2014). Por estos motivos los investigadores y profesionales del ciclismo buscan otros métodos

indirectos para medir el coeficiente de succión (S·Cx), como el método de deceleración simplificada, dónde se utiliza la pérdida de velocidad en una distancia conocida para medir las fuerzas de arrastre (Candau et al., 1999) o midiendo la potencia generada y la velocidad de desplazamiento en velódromo. En esta línea, recientemente se ha demostrado la fiabilidad, validez y sensibilidad de un test realizado en velódromo cubierto para detectar pequeños cambios en la postura de los ciclistas, recomendándose el uso del túnel de viento para valorar la aerodinámica de los materiales, y el uso del velódromo para valorar la de la postura de los ciclistas (Garcia-Lopez, Ogueta-Alday, Larrazabal, et al., 2014).

Los métodos que se han descrito hasta el momento, se utilizan para la medición del S·Cx, sin separar la contribución de cada uno de los dos factores, el área frontal proyectada (S) y el coeficiente de arrastre (Cx). El área frontal proyectada (S) representa la parte específica de un cuerpo que puede ser vista por un observador colocado exactamente frente a él (Debraux, Grappe, Manolova, & Bertucci, 2011). El principal inconveniente para comparar diferentes ciclistas es que existen diversos métodos para determinar este área frontal (Garcia-Lopez, 2008), encontrando por lo tanto en la literatura diferentes valores dependiendo del método utilizado. Podemos clasificar estos métodos como directos e indirectos. Aunque históricamente se han utilizado más los métodos indirectos que los directos, por su sencillez en el uso, a día de hoy, la disponibilidad de medios digitales para calcular directamente el área frontal proyectada ha reducido el interés hacia los cálculos indirectos, basados en fórmulas matemáticas (Debraux, et al., 2011).

El método indirecto más utilizado (Ecuación 8), entiende que existe una relación directa entre el área frontal de un cuerpo y su superficie corporal (BSA), calculada a partir la talla del ciclista en cm (h) y su masa corporal en kg (m), sin tener en cuenta otros factores (Du Bois & Du Bois, 1989; Shuter & Aslani, 2000).

Ecuación 8

$$BSA = 0.007184 \cdot m^{0.425} \cdot h^{0.725}$$

Sin embargo, esta ecuación ha sido descartada por varios estudios, considerando que se ajustaba de diferente manera a ciclistas de menor o mayor tamaño (Garcia-Lopez et al., 2008b) y que ajusta mejor en ciclistas con una masa corporal de entre 60 y 80 kg (Heil, 2001). Se encuentran otras propuestas para el cálculo indirecto, como por ejemplo en función del ángulo del tubo vertical y el ángulo del tronco (Heil, 2001), o de nuevo, en función de la talla y masa corporal para posiciones aerodinámicas (E. W. Faria, Parker, & Fria, 2005). En conclusión, los resultados de los diferentes estudios muestran que el área frontal proyectada depende tanto de la antropometría propia de cada ciclista (e.g. talla y masa corporal), como de la posición en la bicicleta, y el material utilizado (e.g. casco, forma de la bicicleta, ropa, etc...) (Debraux, et al., 2011).

Encontramos principalmente tres métodos directos de medida del área frontal del ciclista (el pesaje de la fotografía, la planimetría manual y la planimetría digital), todos ellos basados en el análisis fotogramétrico del plano frontal del sistema ciclista – bicicleta (Garcia-Lopez, 2008). El pesaje de la fotografía consiste en realizar una fotografía frontal del ciclista y su bicicleta, que se encuentran dentro de un plano de calibración. Posteriormente se recorta y pesa con una báscula de precisión todo el plano de calibración, para a continuación hacerlo con la silueta del ciclista y su bicicleta, estableciendo una relación proporcional entre ambos pesos, el área conocida del plano de calibración y el área desconocida de la silueta del ciclista y su bicicleta. Algo similar se hace con la planimetría manual, donde se fija manualmente el contorno del plano de calibración, conociendo su área real y equivalencia en píxels, para a continuación hacerlo con el contorno del ciclista y su bicicleta, estableciendo una relación proporcional. Actualmente, la planimetría digital es el método directo más utilizado, debido al rápido avance en programas

informáticos de tratamiento digital. Si se realiza convenientemente la captura del plano frontal, es relativamente fácil reconocer y calcular automáticamente el área en píxeles de pantalla que ocupa el sistema ciclista-bicicleta y separarla del resto de información que contenga la fotografía (Figura 1.6).

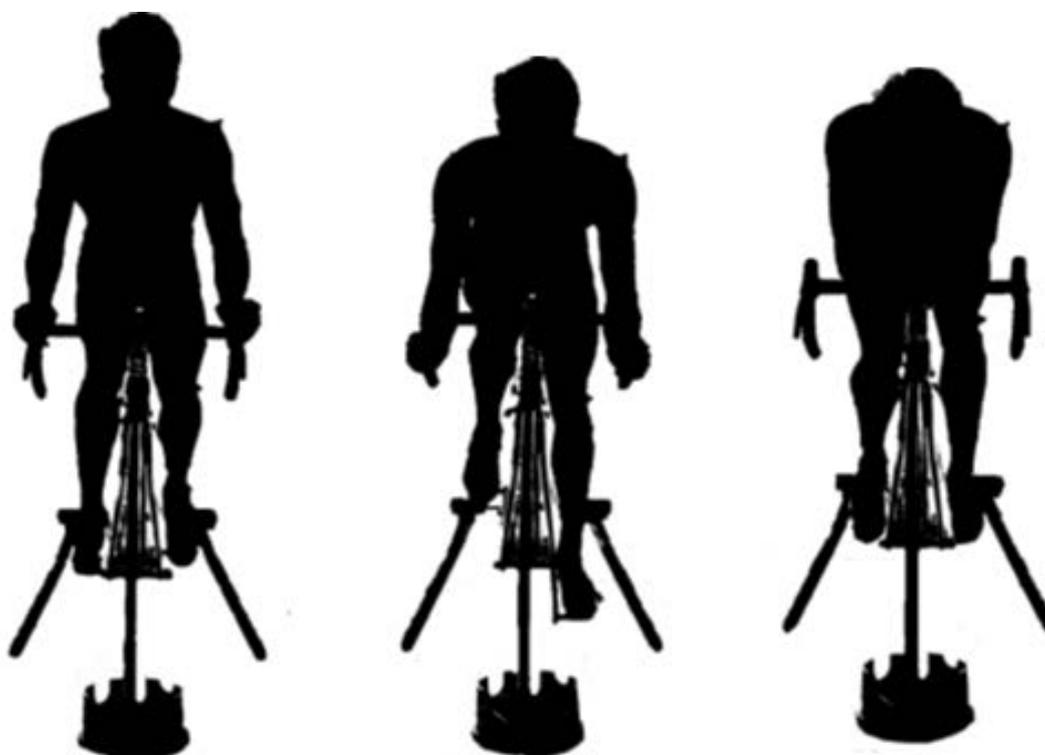


Figura 1.6.- Área frontal proyectada en las posiciones de bici de ruta de agarre alto (izquierda, 0.489 m^2) y bajo (centro, 0.420 m^2), así como en la postura de contrarreloj (derecha, 0.327 m^2).

Este método directo, al igual que los dos anteriores, requiere de la captura y digitalización de un objeto de calibración de medidas conocidas con tal de obtener la medida exacta de cada píxel, y de esta manera, obtener los valores reales de la superficie en m^2 del complejo ciclista-bicicleta (Debraux, et al., 2011). Utilizando el mismo método, otros autores han propuesto la posibilidad de utilizar como objeto de calibración, la propia bicicleta como referencia durante el pedaleo, como por ejemplo la medida del ancho del manillar (Debraux, et al., 2009). De esta forma, es posible determinar el área frontal proyectada en carretera, no necesariamente en un rodillo en el laboratorio. Sin embargo, la comparación de resultados entre los diferentes estudios es complicado, ya que se ha utilizado diferentes posiciones del objeto de

calibración respecto al ciclista – bicicleta, ofreciendo por lo tanto resultados seguramente proporcionales, pero con valores absolutos diferentes. Olds y Oliver (1999) publicaron una serie de recomendaciones para evitar estas diferencias. Recomendaron colocar el objeto control cerca del centro de masas del ciclista, en un punto medio entre el acromion y el trocánter, o en el centro del eje de bielas de la bicicleta (Olds & Olive, 1999). Además, remarcaron la importancia de tener una buena y completa visión del objeto control, que no esté rotado y que la cámara esté colocada a un mínimo de 5 metros (evitar distorsiones de la lente) y en un plano frontal perfecto, sin desviaciones laterales (Olds & Olive, 1999).

Una evolución de la planimetría digital ha sido presentada recientemente en el Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica (Ferrer-Roca, Vretos, Argyris, Fibla, & Cotura, 2014). Se trata de intentar calcular el área frontal del ciclista y su bicicleta mientras pedalea, y no sólo con los dos pies paralelos al suelo. Para ello, se ha adaptado la tecnología Windows Kinect®, capaz de calcular el área frontal de un objeto teniendo en cuenta su profundidad en 3D, a partir del área de cada píxel. Los primeros ensayos han mostrado un buen ajuste entre ambos métodos, a falta de una validación definitiva.

1.6.1.2. Resistencia de rodadura

La fuerza de rozamiento por rodadura (FRr) surge cuando un cuerpo rueda sobre una superficie, deformándose uno de ellos o ambos. La potencia que el ciclista necesita aplicar para vencer el rozamiento por rodadura (P_{FRr}) aumenta cuanto mayor sea el peso del sistema ciclista-bicicleta (F_N , en newtons), la velocidad de desplazamiento (v en m/s) y el coeficiente de rozamiento de rodadura (μ_r , adimensional) (Ecuación 9) (García-Lopez, 2008). A velocidades bajas (<15 km/h), la resistencia de rodadura contribuye significativamente al gasto energético total del pedaleo (Greg Atkinson, et al., 2003). Por otro lado, se considera que en las pruebas de ciclismo de ruta en llano, con velocidades

superiores a 40 km/h, las pérdidas por rozamiento por rodadura están por debajo del 10% de la potencia total desarrollada por el ciclista (di Prampero, 2000).

Ecuación 9

$$P_{FRr} = \mu_r \cdot FN \cdot v$$

La resistencia de rodadura también puede ser definida como la fuerza necesaria para empujar o remolcar un vehículo de ruedas, a velocidad constante, sobre una superficie plana, sin resistencia del aire, dividida por la fuerza normal ejercida por la superficie. Las variables que afectan más a la resistencia de rodadura son la superficie del suelo (más lisa, menor rodadura), la anchura del neumático (mayor rodadura a más anchura), el espesor de la goma del neumático (más espesor, más rodadura), el diámetro de la rueda (menos rodadura a mayor diámetro), el peso total del sistema (más peso, mayor rodadura), el material de construcción del neumático (menos rodadura a más elasticidad) y la presión de la rueda (más presión, menos rodadura).

Aplicado al ciclismo de ruta, donde puede incidir más el ciclista es manteniendo una presión adecuada de los neumáticos, todo y que, sorprendentemente no se han encontrado diferencias significativas en el gasto metabólico comparado ruedas con diferentes presiones utilizadas típicamente en ciclismo (6-10 bares) (Greg Atkinson, et al., 2003). Esto puede ser debido a que a partir de una presión, que se cifra en 8-9 bares, la huella que deja un neumático convencional (cubierta y recámara) no disminuye. Actualmente se utilizan neumáticos especiales llamados “tubulares”, que no incorporan recámara, reduciendo así la resistencia por rodadura, al disminuir el espesor del neumático, si bien, hasta donde llega nuestro conocimiento, no hay estudios experimentales aplicados que lo demuestren. Estos neumáticos necesitan de una presión mayor (10-12 bares), y su montaje y mantenimiento es algo más complejo que el de un neumático convencional. También actualmente se están utilizando neumáticos de anchuras de 23 y 25 mm, en

contraposición a los 21 y 23 mm que se utilizaban anteriormente. Las fábricas que los han propuesto aluden a que la huella de un neumático de 25 mm no es mucho mayor que la de un neumático de 21 mm, aumentando la seguridad el neumático de 25 mm. Al igual que con los “tubulares”, son necesarios estudios experimentales aplicados que lo demuestren. En definitiva, se considera que el μ de un neumático de ciclismo de ruta es de 0.003-0.004 (R. J. Gregor, et al., 1991), por lo que resulta bastante fácil calcular la potencia necesaria para vencer esta resistencia, si se conoce el peso del sistema ciclista-bicicleta y la velocidad de conducción.

1.6.1.3. Resistencia a la fuerza de rozamiento cinético

Se estima que la potencia destinada a vencer las pérdidas por rozamiento cinético (P_{FRC}) son únicamente del 1 al 3% de la potencia total desarrollada por el ciclista (J.C. Martin, et al., 1998). Comparado con el resto de las fuerzas resistivas, es el factor con menos importancia, aunque en el alto rendimiento cualquier detalle y ventaja es determinante. Diferenciamos dos tipos de rozamiento cinético, el que se produce en la transmisión, principalmente por el rozamiento de la cadena en platos y piñones y el rozamiento debido a los rodamientos. Por lo tanto, este factor depende directamente de la lubricación y el cuidado mecánico de estos componentes. Se puede aplicar la siguiente fórmula (Ecuación 10) para calcular la fuerza de rozamiento cinético de los rodamientos (J.C. Martin, et al., 1998).

Ecuación 10

$$P_{FRC} = v \cdot (91 + 8.7 \cdot v) \cdot 10^{-3}$$

A nivel práctico, si se dispone de un potenciómetro de biela (e.g. SRM) es relativamente fácil sustraer una cantidad constante de potencia (~2.5%) para vencer el rozamiento cinético, siendo así mucho más fácil calcular las

resistencias más importantes (aerodinámica y/o rodadura) (Debraux, et al., 2011); (Garcia-Lopez, Ogueta-Alday, Larrazabal, et al., 2014).

1.6.1.4. Fuerza de la pendiente

Probablemente, en las etapas ciclistas, el 90% de la potencia se utilice para superar la fuerza de la pendiente y la fuerza de arrastre (Garcia-Lopez, 2008). Sin embargo, la contribución relativa de cada una de ellas, dependerá de la inclinación de la superficie, ya que esta condicionará la velocidad del sistema ciclista-bicicleta. De esta forma, podemos aceptar que en puertos de tercera categoría o superiores, más del 90% de la potencia se utiliza para vencer la resistencia de la pendiente (Garcia-Lopez, 2008). Tal y como se ha presentado anteriormente (Ecuación 6), la potencia desarrollada destinada a vencer la fuerza de la pendiente depende del peso del ciclista, la inclinación de la pendiente y la velocidad de desplazamiento.

1.6.2. Fuerzas propulsivas

El ciclista utiliza tres puntos de apoyo (pedales, sillín y manillar) para transmitir a la bicicleta las fuerzas generadas en su musculatura a través del sistema esquelético para obtener una velocidad de desplazamiento. Aunque las fuerzas ejercidas sobre los pedales son las de mayor importancia, las fuerzas ejercidas sobre el manillar, que estabilizan la parte superior del cuerpo, también ayudan en la producción de potencia en las bielas (R. Bini, Diefenthaler, & Mota, 2010; R. Bini, Tamborindeguy, & Mota, 2010; Garcia-Lopez et al., 2009; Garcia-Lopez, Ogueta-Alday, Díez-Leal, Larrazabal, & Rodriguez-Marroyo, 2014; Gonzalez & Hull, 1989; Hull & Gonzalez, 1988). Esta fuerza crece en importancia, cuando aumenta la pendiente del terreno (R. Bini & Carpes, 2014).

1.6.2.1. Fuerzas de reacción en el pedal

La fuerza resultante aplicada en el pedal es una combinación de la fuerza normal, la fuerza antero-posterior y la fuerza medio-lateral (Figura 1.7). En los pedales automáticos, las fuerzas medio-laterales se reducen al mínimo, con lo cual, en la mayoría estudios se entiende el análisis cinético del pedal en las otras 2 dimensiones, o lo que es lo mismo, en el plano sagital (R. Bini & Carpes, 2014).

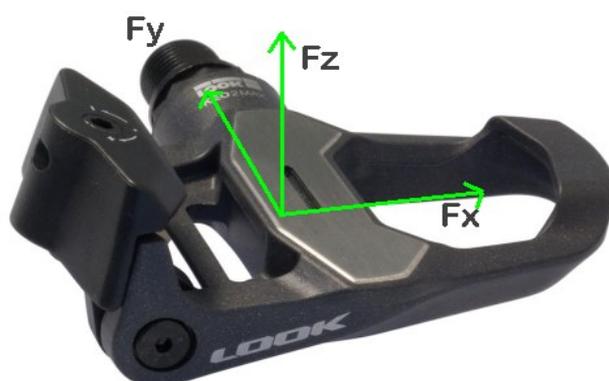


Figura 1.7.- Sistema de coordenadas local en el pedal; fuerza normal (F_z), antero-posterior (F_x) y medio-lateral (F_y).

Las galgas extensiométricas son los sensores más utilizados en las mediciones de las fuerzas de reacción en el pedal, debido seguramente a su bajo precio y su baja deriva en capturas de alta duración (R. Bini & Carpes, 2014). Las galgas extensiométricas se suelen fijar a estructuras donde se esperan grandes deformaciones. Se basan en la capacidad de diversos materiales en cambiar su resistencia eléctrica cuando se les aplica una fuerza, deformándose en dirección a los ejes mecánicos. La galga extensiométrica realiza una lectura directa de las deformaciones, estimando la fuerza que las ha provocado (Ley de Hooke). En los últimos 30 años, se han publicado diversos artículos donde se analizan las diferentes componentes de la fuerza aplicada en los pedales (R. Bini, et al., 2010; Candotti et al., 2007; Coyle, et al., 1991; Korff, et al., 2007; Sanderson, 1991; Sanderson & Black, 2003). En estos estudios se utilizaron prototipos especialmente para esos proyectos científicos,

generalmente para un tipo de anclaje o cala en especial, y que no fueron comercializados. Este es, a día de hoy, el mayor problema del análisis cinético de la pedalada, que es la no existencia de un estándar internacional para medir las fuerzas en los pedales.

Recientemente, la empresa Sensix (Poitiers, France) ha empezado a comercializar el “I-Crankset” (Figura 1.8), que ha sido presentado con motivo del Congreso de la *International Society of Biomechanics on Sports* (ISBS), celebrado en la misma ciudad en julio de 2015. Según esta empresa, se trata de un pedal instrumentado que permite medir con precisión las 3 componentes de la fuerza (F_x , F_y , F_z), los momentos de fuerza en cada eje (M_x , M_y , M_z) y la posición exacta del pedal y la biela, mediante dos encoders independientes. Además, se adapta a diferentes tipos de calas, como Look Keo, Crankbrothers o Shimano SPD-SL. Este pedal todavía no ha sido validado científicamente, aunque es de esperar que se produzca en los próximos años. Igualmente, una vía de futuro desarrollo es eliminar el cableado del pedal y la biela.



Figura 1.8.- Sistema de análisis de las fuerzas de reacción en el pedal “I-Crankset”

1.6.2.2. Fuerzas de reacción en la biela

Una vez que se conoce la fuerza resultante aplicada al pedal, así como su orientación respecto a la biela, y de esta respecto al ciclo de pedaleo, es posible convertir dicha fuerza en fuerza resultante aplicada a la biela. Normalmente, como se ha descrito en el apartado anterior, la fuerza medio-lateral suele despreciarse, y la fuerza resultante aplicada a la biela se descompone, a su vez, en dos fuerzas: la fuerza tangencial o efectiva, perpendicular a la biela y que pone en movimiento o acelera la cadena de propulsión (platos, cadena y piñones), y la fuerza inefectiva, radial al giro de biela (Candotti, et al., 2007; Coyle, et al., 1991; Leirdal & Ettema, 2011a; Guillaume Mornieux et al., 2006). A partir de la primera de estas fuerzas y de la longitud de la biela se obtiene el “momento de giro de biela” (Ecuación 11).

Ecuación 11:

$$\text{Momento de giro de biela (N}\cdot\text{m)} = \text{Fuerza tangencial (N)} \cdot \text{Longitud de la biela (m)}$$

La potencia generada durante el pedaleo depende directamente de este momento y de la velocidad angular de la biela (cadencia de pedaleo). La fuerza tangencial o efectiva, el momento de giro de biela y la potencia difieren únicamente de factores constantes, como la longitud de biela o la cadencia y por lo tanto tienen un perfil de curva idénticos. Además, a partir del análisis de las fuerzas de reacción del pedal y la posición de la biela, surge una serie de índices de eficacia que han sido relacionados con la técnica de pedaleo y el rendimiento, como por ejemplo el “Índice de Fuerza Efectiva” el “Tamaño del punto muerto de pedaleo”, que serán analizados con más detalle en el siguiente apartado.

1.6.2.3. Índices de técnica de pedaleo

La técnica de pedaleo es la manera de transferir las fuerzas creadas a nivel muscular a las bielas (E. W. Faria, 2009). El patrón mecánico adoptado por el ciclista durante el ciclo de pedaleo colabora en la reducción de las fuerzas que se oponen al avance en ciclismo (Sanderson, Hennig, & Black, 2000). En busca de una mejora del rendimiento y la prevención de lesiones, el uso de los pedales instrumentados ha permitido que los científicos teoricen sobre diferentes tipos de índices que determinarían una óptima técnica de pedaleo.

El índice de fuerza efectiva (*"Index of Force Effectiveness"*) es la relación entre la fuerza aplicada perpendicularmente a la biela (fuerza efectiva) y la fuerza total aplicada sobre el pedal (Figura 1.9) (Coyle, et al., 1991). Este índice se ha utilizado en los últimos 20 años como método de referencia o *"gold standard"* para analizar la técnica en el ciclismo en el ámbito científico (Candotti, et al., 2007; Coyle, et al., 1991; Korff, et al., 2007; G. Mornieux, et al., 2008; Guillaume Mornieux, et al., 2006; Sanderson, 1991). La utilización de este índice se basa en el concepto que toda la fuerza que se aplica en el pedal debería poder ser efectiva, lo cual es poco probable, ya que para conseguirlo el ciclista debería aplicar la máxima fuerza vertical hacia el suelo durante la fase propulsiva o de bajada del pedal, y la máxima fuerza vertical hacia arriba durante el recobro o fase de subida del pedal. Además, es posible que durante la propia fase de bajada del pedal interese que parte de la fuerza resultante no sea efectiva, con el objetivo de hacer que el vector de fuerza de reacción en el pedal pase más cerca de todas las articulaciones implicadas en el pedaleo (R Bini, et al., 2010; R. Bini, et al., 2010; Garcia-Lopez, et al., 2009; Garcia-Lopez, Ogueta-Alday, Díez-Leal, et al., 2014; Gonzalez & Hull, 1989; Hull & Gonzalez, 1988). De acuerdo con algunos autores, este índice de técnica de pedaleo es más que discutible (Leirdal & Ettema, 2011a).

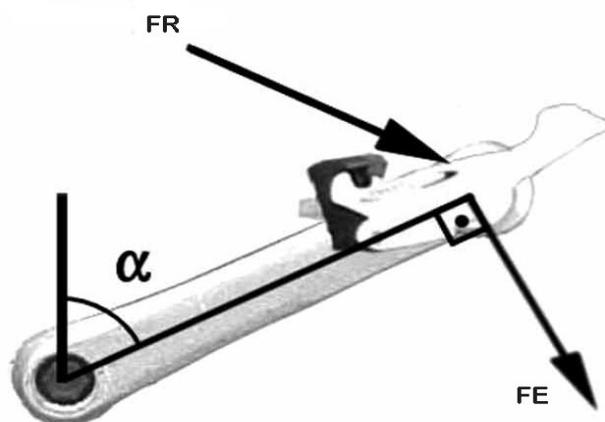


Figura 1.9.- Fuerza resultante aplicada en el pedal (FR) y fuerza efectiva aplicada en la biela (FE).

El índice de tamaño del punto muerto (*“Dead Center Size”*) considera que durante el ciclo de pedaleo existen dos “puntos muertos”, uno superior (cuando el pedal está arriba) y otro inferior (cuando el pedal está abajo). Esto es debido a que en estos puntos es complicado aplicar fuerza perpendicular a la biela. En el 2010, surgió este nuevo índice de técnica de pedaleo, que pretendió dar valor a la capacidad de generar fuerza efectiva en los puntos muertos del pedaleo (Leirdal & Ettema, 2011a). El tamaño del punto muerto es la relación entre el promedio del trabajo mínimo realizado entre los dos puntos muertos y el trabajo medio realizado durante un ciclo de pedaleo (Leirdal & Ettema, 2011a).

El índice de proporción de fuerza o impulso positivo se basa en considerar que se puede aplicar fuerza efectiva durante la fase de recobro o subida del pedal, haciendo así que la extremidad contralateral, que está en fase propulsiva o de bajada del pedal, trabaje menos (Coyle, et al., 1991). De esta forma, sobre una curva tipo fuerza o torque efectivo-ángulo de la biela (Figura 1.10) se podría obtener una proporción entre el torque mínimo y el máximo, o entre el impulso negativo y el positivo (Ecuación 12), que podrían medirse con determinados ergómetros comercialmente disponibles (por ejemplo, Lode Excalibur Sport, Lode BV, Groningen, Países Bajos).

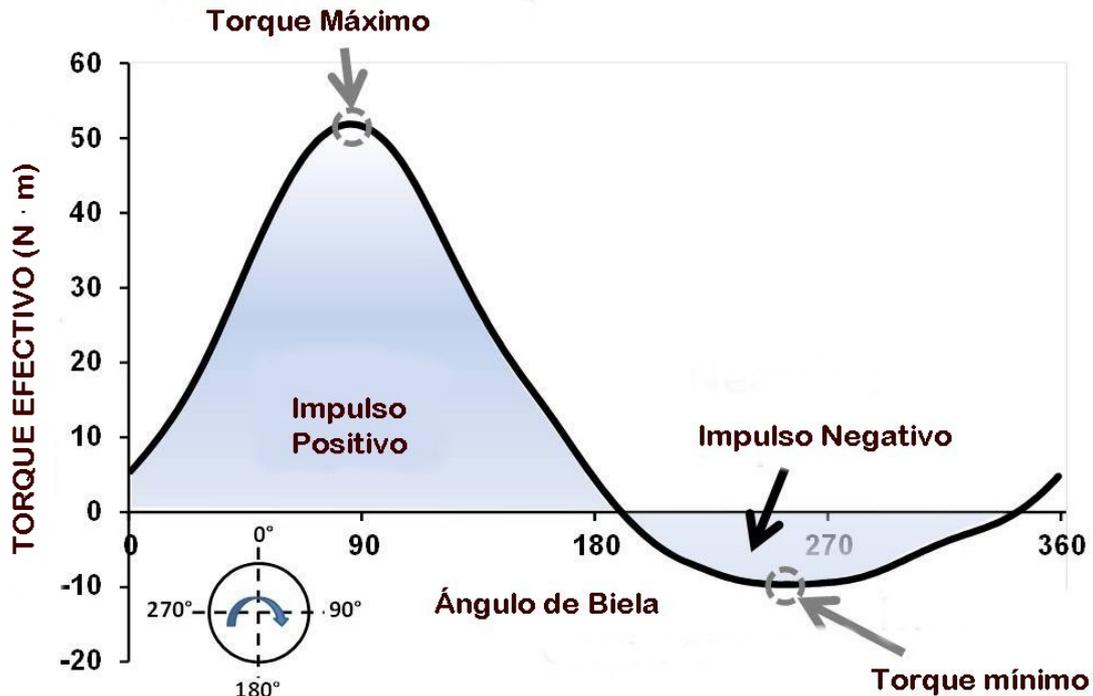


Figura 1.10.- Evolución de fuerza o torque efectivo durante el ciclo de pedaleo.

Ecuación 12

$$\text{PIP (\%)} = \frac{\text{Impulso positivo}}{[\text{Impulso Positivo} + |\text{Impulso Negativo}|]} \times 100$$

Hoy día existe bastante controversia sobre la utilización de este índice para valorar la técnica de pedaleo. Realmente se discute si es conveniente “tirar del pedal hacia arriba” durante la fase de recobro, porque algunos trabajos han demostrado que, de forma aguda (ensayos de menos de 10 minutos), esta estrategia aumenta el gasto de energía al pedalear (Korff, et al., 2007). Sin embargo, otros estudios que lo han realizado también de forma aguda durante más tiempo (45 minutos) han demostrado que este tipo de estrategia sería capaz de mantenerse en el tiempo sin penalizar con el aumento del gasto de energía (Theurel, et al., 2012). No existiendo trabajos que lo hayan valorado a largo plazo, lo que sí parece claro es que los ciclistas profesionales son capaces de generar mayor proporción de fuerza o impulso positivo para pedalear a la misma intensidad que los ciclistas de categorías inferiores,

presentando menores valores de fuerzas negativas durante el recobro, es decir, realizando un ascenso activo del pedal (Garcia-Lopez, Ogueta-Alday, Díez-Leal, et al., 2014).

1.6.2.4. Reclutamiento muscular durante el pedaleo

Las fuerzas aplicadas a los pedales tienen su origen en los músculos del ciclista, fundamentalmente los de la extremidad inferior, que de forma repetitiva se coordinan para conseguir la dirección, magnitud y duración de la fuerza aplicada sobre el pedal (Blake, Champoux, & Wakeling, 2012). La electromiografía (EMG) superficial es una técnica experimental que mediante el estudio de la señal mioeléctrica permite analizar la activación neuromuscular voluntaria durante la ejecución de tareas como el pedaleo. Aunque en el ciclismo de alto rendimiento se encuentra una gran homogeneidad en el consumo de oxígeno y el volumen de entrenamiento, no ocurre lo mismo en relación al reclutamiento muscular (Hug, Bendahan, Le Fur, Cozzone, & Grelot, 2004). Se considera que ciertos músculos como el glúteo mayor, y los vastos lateral y medial presentan menor variación en el ritmo de activación. Sin embargo, otros como el recto femoral, bíceps femoral y semitendinoso tienen mayor tendencia a la variabilidad (Blake, et al., 2012). A pesar de esta variabilidad en el ritmo de activación muscular en el ciclo de pedaleo, diversos autores han intentado definir un patrón de reclutamiento muscular en el ciclismo en ruta.

Se considera que durante la primera parte de la fase de propulsión (entre los 0 y 90° de biela, considerando 0° cuando el pedal está arriba) 6 músculos se mantienen con una activación superior al 50% de la contracción voluntaria máxima (vasto medial, vasto lateral, recto femoral, bíceps femoral, glúteo mayor y tibial anterior) (R. J. Gregor & Conconi, 2000). El glúteo mayor está activado desde 0° hasta los 130° teniendo, por lo tanto un papel importante en la fase propulsiva (Hug & Dorel, 2009). Por otro lado, los músculos

monoarticulares del cuádriceps (vastos medial y lateral) se activan rápidamente y se mantienen con una actividad importante hasta justo pasado los 90° del ciclo de pedaleo (Dorel, Couturier, & Hug, 2008). En cambio el recto femoral, que tiene el doble papel de ser flexor de cadera y extensor de rodilla, empieza su activación durante el recobro del pedal, sobre los 200° del ciclo de pedaleo, y continúa hasta aproximadamente los 110° (So, Ng., & Ng, 2005). Por su parte, en el tríceps sural, el sóleo empieza la activación ligeramente antes que los gemelos y se considera que están activados en buena parte del ciclo de pedaleo, a partir de los 340° hasta los 270°.

Por otro lado, el tibial anterior está activado mayoritariamente en el recobro, entre los 270° y 0° de giro de biela. Junto con el recto femoral, son los dos principales músculos encargados del paso de la pierna por el “punto muerto superior” (García-Lopez, 2008). En el caso del semitendinoso y semimembranoso existe cierta controversia. Se considera que empiezan su activación después de los 0° y que el pico de activación se produce sobre los 100° del ciclo de pedaleo. Sin embargo algunos autores definen como un periodo de activación hasta los 180° de biela (Dorel, et al., 2008), mientras que otros alargan su actividad hasta los 270° (Jorge & Hull, 1986) . Durante el recobro, la extremidad inferior se flexiona activamente con la intención de reducir la resistencia de la biela que propulsa y al mismo tiempo, la cadera y la rodilla trabajan para llevar el pedal hacia atrás y subirlo hasta el “punto muerto superior” (R. J. Gregor & Conconi, 2000).

1.6.3. Cinemática de pedaleo

El análisis biomecánico de pedalada comprende tanto la parte cinética, que ha sido abordada en anteriores apartados, como la cinemática, que se comentará a continuación. El resultado de las fuerzas que se originan en los músculos y que se aplican en los pedales es una manifestación externa del movimiento del pedaleo. En primer lugar, se definirán las principales fases del

ciclo de pedaleo, a continuación se comentará la cinemática de la biela o cadencia de pedaleo, que quizás sea una de las variables más populares, investigadas y fáciles de registrar en ciclismo, para finalmente hacer un análisis del comportamiento estándar de las principales articulaciones de la extremidad inferior implicadas en la pedalada.

1.6.3.1. Cinemática de la biela: ciclo de pedaleo

El ciclo de giro de biela se divide habitualmente en 4 cuartos o cuadrantes, determinados cada 90° de recorrido, empezando con el pedal en el punto más alto y en posición vertical (0° de biela), en lo que se conoce como el punto muerto superior. A su vez, el paso del pedal por el punto más bajo del giro de biela se conoce como el punto muerto inferior. Entre ambos puntos muertos (de 0 a 180°) se define la fase propulsiva, y entre los 180 y 360° se define la fase de recobro (Figura 1.11).

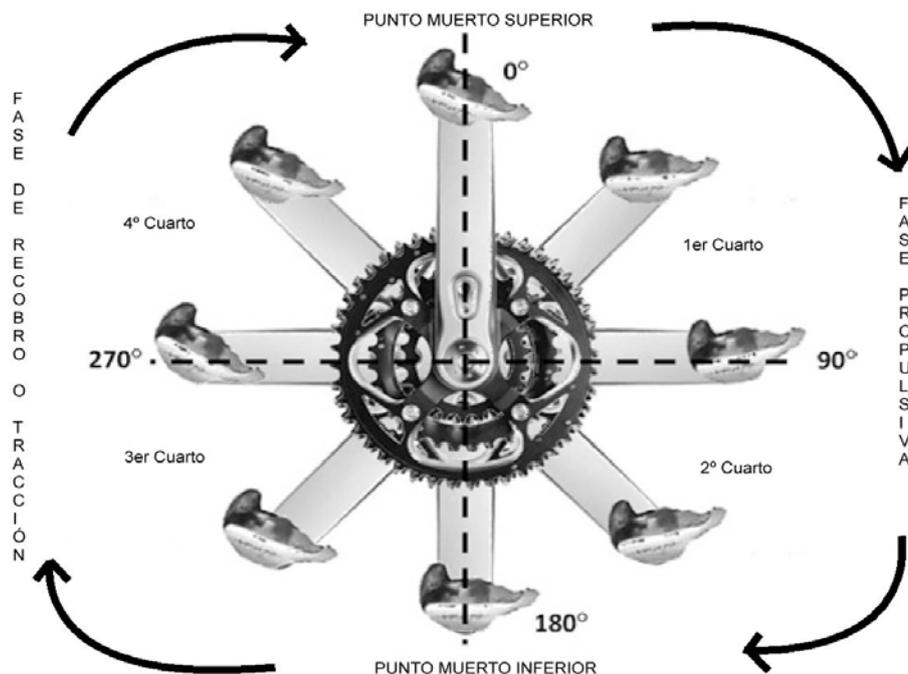


Figura 1.11.- Diferentes fases y puntos relevantes en el ciclo de pedaleo (R. Bini & Carpes, 2014).

1.6.3.2. Cadencia de pedaleo

Existe cierta controversia sobre cuál es la cadencia óptima en el ciclismo de ruta de alto nivel. El término “óptimo” puede tener diferentes interpretaciones, relacionándose la cadencia óptima con la que produce la mejor eficiencia de pedaleo, o la máxima potencia desarrollada o incluso aquella capaz de retrasar la fatiga (Patterson & Moreno, 1990). Para un ciclista de alto nivel, la cadencia óptima es aquella que permita conseguir la máxima velocidad media en su prueba competitiva, que va a ser seguramente la que le permita desarrollar la máxima potencia con un coste metabólico mínimo.

Los ciclistas experimentados tienden a elegir una cadencia de pedaleo entre 90 y 100 rev·min⁻¹ para pedalear a intensidades submáximas, que son propias de la competición (S. A. Jobson, et al., 2012). De hecho, en ciclistas de alto nivel, se ha observado como a potencias altas (manteniendo RER<1), la eficiencia gruesa de pedaleo se incrementaba con cadencias altas (100 rev·min⁻¹), mientras que a cadencias bajas (60 rpm·min⁻¹) esta variable disminuía, acompañada de un aumento del lactato y de la actividad eléctrica de los extensores de la rodilla (Lucia, et al., 2004). Igualmente, a 80 rpm, tanto el rendimiento en una contrarreloj de 30 minutos como la eficiencia gruesa en ciclistas de élite fueron mejores que a 60, 100 y 120 rpm, mientras que la fatiga se retrasó con cadencias más altas, sobre 100 rpm, debido a un mejor aprovechamiento energético (Foss & Hallen, 2005). En la misma línea, se ha confirmado que en ciclistas profesionales, los parámetros de eficiencia y economía de pedaleo son mejores a cadencias relativamente altas (entre 80-100 rpm) (Lucia, et al., 2004).

Desde un punto de vista biomecánico, para producir una misma potencia de pedaleo, la fuerza útil que debe aplicar el ciclista se reduce con el aumento de

la velocidad angular de la biela (cadencia). Por ejemplo, a una potencia de 350 W, la fuerza que se debe aplicar a una cadencia de 105 rpm es un ~15% menor que pedaleando a 90 rpm (C. R. P. Abbiss, Jeremiah J; Laursen, Paul B 2009). De igual forma, el pico máximo de fuerza que puede aplicarse sobre el pedal disminuye con el aumento de la cadencia (MacIntosh, Neptune, & Horton, 2000). Por este motivo, el momento de fuerza neto de la extremidad inferior disminuye a medida que se aumenta la cadencia de 50 a 95 rpm, e incluso a medida que se aumenta la potencia a desarrollar, la cadencia que minimiza este momento neto estaría entre los 90 a 110 rpm (Marsh, Martin, & Sanderson, 2000). Se podría decir que el modelo de la suma de los momentos netos durante el pedaleo ha sido el único capaz de explicar por qué los ciclistas durante la competición utilizan cadencias de pedaleo medias superiores a 90 rpm (Garcia-Lopez, 2009).

Superando la cadencia que se ha comentado (90-110 rpm), no existiría ninguna ventaja para la práctica del ciclismo en ruta, ya que examinando el momento generado por la extremidad inferior, la potencia desarrollada y la cadencia de pedaleo, Neptune y Herzog (1999) encontraron que a una potencia de 260 W, a 90 rpm se aplicaba menos fuerza en el pedal que a cadencias superiores (105 y 120 rpm) y que a cadencias menores (60 y 75 rpm) (Neptune & Herzog, 1999). Aunque se supone que a mayor cadencia se debería disminuir el coste motor de la pedalada, parece ser que el aumento del momento de inercia de la biela a cadencias altas perjudica la coordinación neuromuscular, causando cambios en la patrón de reclutamiento muscular y provocando un aumento de fuerza en el pedal (Neptune & Herzog, 1999). Resumiendo, parece claro que los ciclistas prefieren retrasar la fatiga muscular periférica, empleando mayores cadencias de pedaleo, por que minimizan el esfuerzo realizado por las diferentes articulaciones, aún a costa de un mayor gasto energético (I. E. Faria, 1992)

Retomando el punto de vista fisiológico, existe una clara relación entre la cadencia de pedaleo, la velocidad de contracción muscular y el tipo de fibras

musculares solicitadas (Coyle, et al., 1991), condicionando de esta manera, las adaptaciones a largo plazo debidas al entrenamiento. De hecho, se ha demostrado como se reclutan menos fibras rápidas (tipo II) que lentas (Tipo I) cuando se incrementa la cadencia de 50 a 100 rpm (Ahlquist, Bassett, Sufit, Nagle, & Thomas, 1992). Se considera que la eficiencia muscular se produce a un tercio de la velocidad de contracción máxima en ambos tipo de fibras (tipo I y II). Como las fibras tipo II tienen una velocidad de contracción máxima de 3 a 5 veces mayor que las tipo I, a velocidades bajas de extensión de rodilla, como por ejemplo $200^{\circ}\cdot s^{-1}$ (corresponde a una cadencia 80 rpm), se considera que las fibras tipo I son más eficientes que las tipo II, posiblemente debido al menor gasto de ATP, como se refleja en un menor consumo de VO_2 , cuando se realiza ejercicio a una determinada potencia (Coyle, Sidossis, Horowitz, & Beltz, 1992).

1.6.3.3. Cinemática de la extremidad inferior durante el pedaleo

La extremidad inferior genera la mayor parte de la potencia entregada por un ciclista. Los ángulos en los que trabajan las articulaciones de la extremidad inferior es una referencia externa del grado de estiramiento del complejo músculo-tendón. Esta longitud muscular y su velocidad de contracción son dos de los factores principales que afectan directamente a la producción de fuerza muscular (Sanderson & Amoroso, 2009). Modificando la posición del sillín y/o la longitud de las bielas se puede modificar la distancia entre los 3 puntos de apoyo que tiene el ciclista (sillín, pedal y manillar), modificando de esta manera los ángulos de las diferentes articulaciones que intervienen en el pedaleo (Hamley & Thomas, 1967; Sanderson & Amoroso, 2009) y por lo tanto influyendo en la capacidad de producción de fuerza muscular. Por estos motivos, resulta interesante relacionar el rango de movimiento articular al que trabajan los ciclistas, la configuración de la bicicleta y la potencia generada en el pedaleo.

En ciclistas no lesionados, es habitual simplificar el análisis de la cinemática bidimensional (2D) del pedaleo a una las dos extremidades. Suponiendo una simetría de movimiento entre los lados izquierdo y derecho, en numerosos estudios, se realiza un análisis fotogramétrico en 2D del plano sagital del ciclista (Heil, Derrick, & Whittlesey, 1997), ya que se ha demostrado que se obtienen valores de flexo-extensión muy similares a los obtenidos en un análisis tridimensional (3D) (Umberger & Martin, 2001). La extremidad inferior se divide en tres segmentos rígidos (muslo, pierna y pie), delimitándolos, por ejemplo, mediante cuatro marcadores reflectantes esféricos que se enganchan a la piel o a la ropa en puntos de referencia óseos, como trocánter mayor, cóndilo femoral lateral, maléolo lateral y aspecto lateral del quinto metatarso (Figura 1.12). Además, mediante 2 marcadores en el eje de bielas y eje del pedal se delimita el segmento biela. De este modo, se puede establecer una relación entre el movimiento de la biela y la flexo-extensión de rodilla, cadera y tobillo.

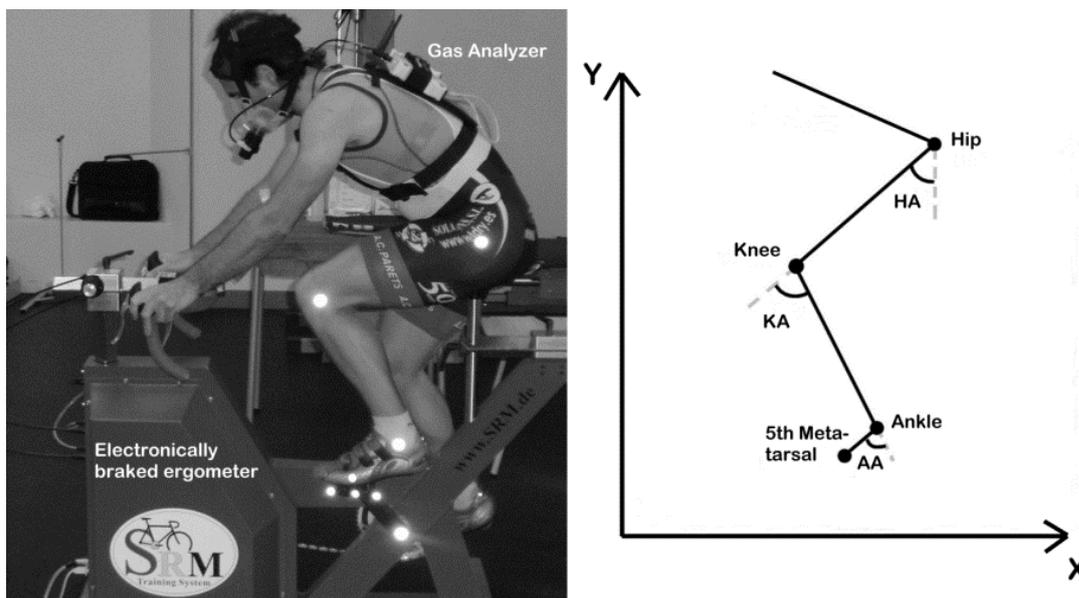


Figura 1.12.- Modelo mecánico para el análisis cinemático 2D de la extremidad inferior en ciclismo. Ángulo de la cadera (HA), rodilla (KA) y tobillo (AA).

El ángulos de la cadera en el plano sagital, determinado por la posición del tronco o la pelvis y el muslo, es difícilmente comparable entre estudios debido a la influencia de la posición del manillar y del tipo de agarre, como de la posición

del sillín sobre la posición del tronco y la pelvis. No obstante podemos constatar cómo normalmente la cadera suele tener un rango de movimiento de 45° , mostrando un perfil sinusoidal en el transcurso del pedaleo. La máxima flexión de cadera se produce en el primer cuadrante, sobre los $15-20^\circ$ de ángulo de biela (alrededor del punto muerto superior). La máxima extensión se produce en un ángulo de biela de $\sim 180^\circ$, cercano al punto muerto inferior (Figura 1.13). En el caso de la rodilla, con un perfil también sinusoidal, el rango de movimiento es más amplio que en la cadera, con valores cercanos a los 75° . Los valores de máxima flexión se producen en el cuarto cuadrante, justo antes del punto muerto superior, sobre los 345° del giro de biela, y la extensión llega a su valor máximo en el segundo cuadrante, alrededor de los 165° del giro de biela (Figura 1.13). Estos momentos coinciden con la alineación entre la biela y el tubo del sillín (el ángulo del tubo del sillín es $\sim 75^\circ$), estando el pedal arriba (punto más cercano a la cadera) y abajo (punto más lejano de la cadera), respectivamente.

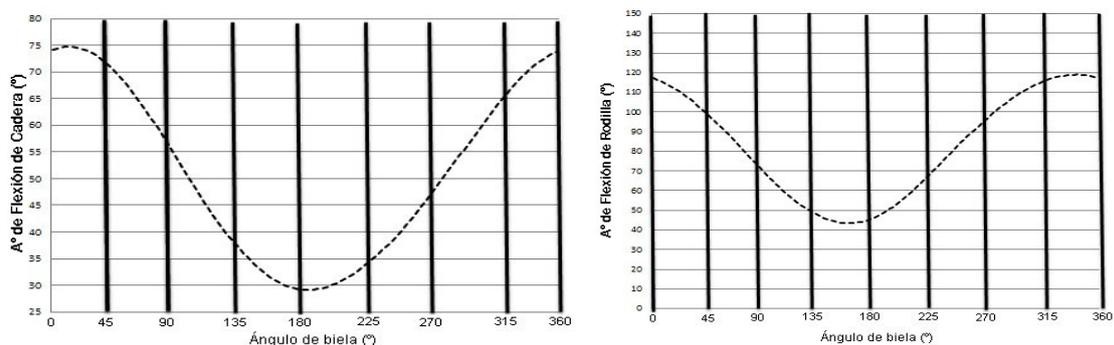


Figura 1.13.- Flexión de las articulaciones de la cadera y la rodilla durante el ciclo de pedaleo

El análisis de la cinemática del tobillo es más complejo. En primer lugar, se encuentran diferentes modelos mecánicos en la literatura, lo que complica la comparativa de patrones cinemáticos entre estudios (García-Lopez, 2009). Así, algunos autores se han decantado por definir el patrón del tobillo a partir de la relación entre el segmento pierna (punto proximal en centro de epicóndilo femoral lateral y el punto distal en centro de maléolo lateral) y un segundo segmento cuyo punto distal es el centro de pedal y el proximal es el centro del maléolo lateral (R Bini, et al., 2010; R. Bini, et al., 2010; García-Lopez, et al.,

2009; Garcia-Lopez, Ogueta-Alday, Díez-Leal, et al., 2014; Gonzalez & Hull, 1989; Hull & Gonzalez, 1988). Por otro lado, encontramos otros estudios dónde se inclinan en aplicar un modelo clásico, en el que el ángulo del tobillo determina la relación entre el segmento pierna y el segmento pie, delimitado por puntos anatómicos como el maleolo lateral y el aspecto lateral del 5º metatarso y el aspecto anterior del primer dedo (Sanderson & Amoroso, 2009). Por último, encontramos otro modelo, que relaciona el segmento pie con la horizontal (plano del suelo) (W. W. Peveler, Shew, Johnson, & Palmer, 2012)

Los motivos por los que existe mayor complejidad en el análisis del movimiento del tobillo son su mayor variabilidad comparado con el resto de las articulaciones de la extremidad inferior (J. C. Martin & Brown, 2009; W. W. Peveler, et al., 2012) así como el rango de movimiento más reducido. Seguramente, esta variabilidad está relacionada con aspectos técnicos del pedaleo, ya que la orientación del pie modifica la fuerza eficiente aplicada sobre el pedal. En principio el rango de movimiento no queda afectado por el método de evaluación, y se considera que durante el pedaleo, el tobillo tiene un de unos 20º. En general, el tobillo consigue su máxima flexión dorsal en el primer cuadrante del ciclo de pedaleo (~ 50-65º de giro de biela), y su máxima flexión plantar alrededor del punto muerto inferior (sobre los 175-180º de biela). Tal y como veremos bicicleta continuación, la cinemática de la extremidad inferior se ve afectada por los ajustes de la bicicleta, como los cambios en la posición del sillín y los cambios en la longitud de la biela.

1.6.4. Configuración de la bicicleta

El ajuste de la bicicleta a las características del individuo ("*Bike Fit*") basado en principios biomecánicos puede evitar la aparición de lesiones por sobreuso y mejorar el rendimiento (R. Bini, Hume, & Croft, 2011; Farrell, Reisinger, & Tillman, 2003; Garcia-Lopez, Ogueta-Alday, Larrazabal, et al., 2014; Holmes, Pruitt, & Whalen, 1993; W. W. Peveler, 2008; W. W. Peveler & Green, 2011;

Will W. Peveler, Pounders, & Bishop, 2007; Silberman, Webner, Collina, & Shiple, 2005; Swart, Tucker, Lamberts, Albertus-Kajee, & Lambert, 2008; van Zyl, Schweltnus, & Noakes, 2001). La configuración de la bicicleta es un análisis multivariable (Figura 1.14), dónde cada elemento de la bicicleta influye sobre otro. Además del ajuste del pie a la zapatilla, variables como el tamaño del cuadro, la longitud de la biela, la altura y retroceso del sillín, la distancia sillín-manillar deben ir relacionados con las características del individuo y la especialidad dentro del ciclismo. El buen ajuste de estas variables condicionará el patrón de las fuerzas aplicadas al pedal, el patrón de reclutamiento muscular, el gasto energético, las fuerzas de arrastre aerodinámicas, la posible aparición de lesiones por sobreuso y la comodidad en el pedaleo (R. Bini & Carpes, 2014)

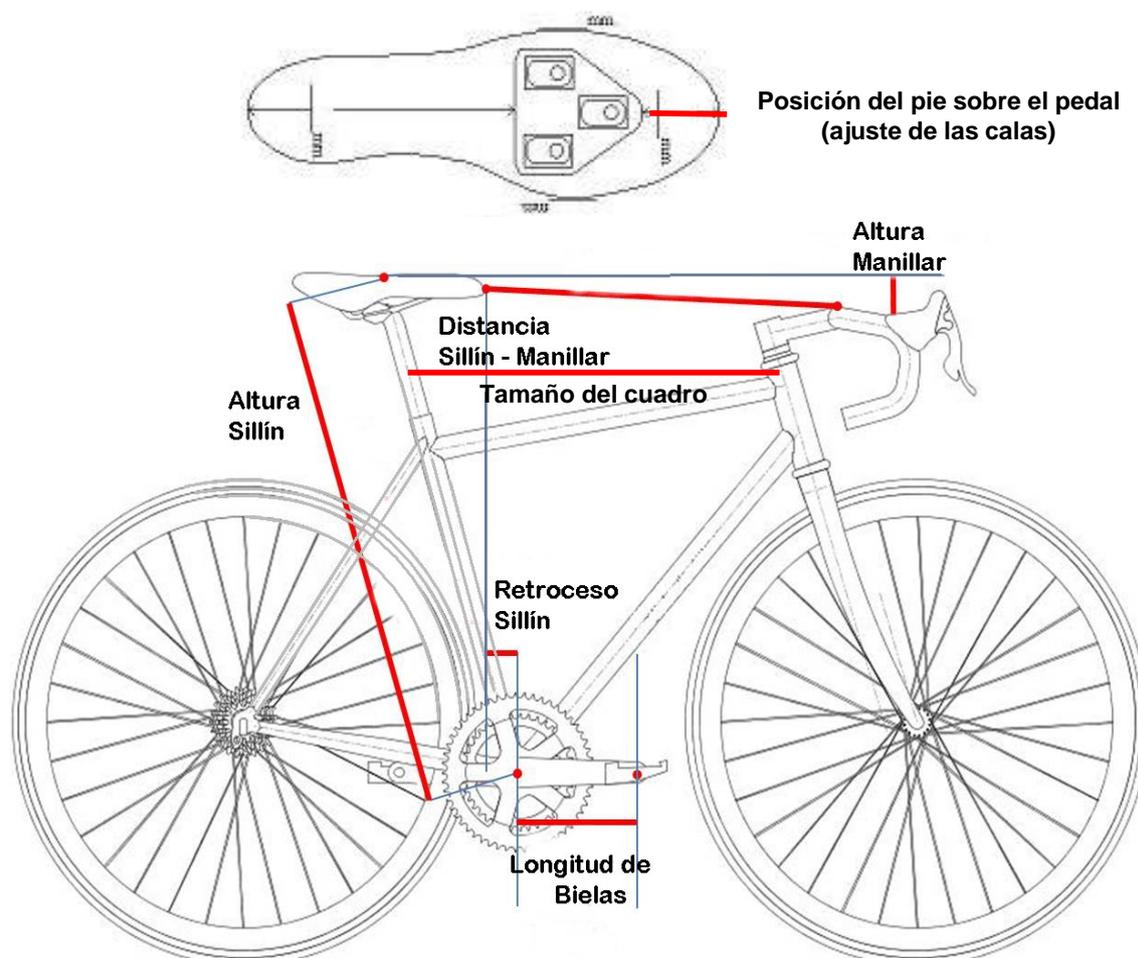


Figura 1.14.- Medidas importantes a tener en cuenta en la configuración de la bicicleta y en el ajuste de la zapatilla

1.6.4.1. Tamaño del cuadro

El tamaño del cuadro es la primera decisión que se debe tomar al escoger una bicicleta, y condiciona el tamaño del resto de componentes para ajustarlo correctamente a cada individuo. Se entiende como tamaño del cuadro la altura del tubo vertical desde el centro del eje del pedalier hasta el punto dónde se cruza con el tubo horizontal (Zani, 2010). En el caso de bicicletas con slooping, para determinar ese punto de cruce, se coloca la bicicleta en una superficie horizontal y se tira una línea paralela al suelo desde el centro del tubo de dirección al tubo vertical (Zani, 2010). En el ciclismo recreativo, un tamaño de cuadro determinado va acompañado de una longitud de bielas, una longitud de la potencia y una altura del tubo frontal de la dirección estandarizada, condicionando la largura de la bicicleta y altura del manillar, así como el rango de altura y retroceso del sillín.

Está generalmente aceptado que el tamaño del cuadro corresponde al 65% de la altura de la entrepierna, conocido como el coeficiente de Bernard Hinault (Belluye & Cid, 2001; Zani, 2010). El problema es que los fabricantes producen unas tallas en concreto y a veces la disponibilidad de tallas en las tiendas es limitada. Por lo tanto, debemos adaptar el valor que nos da el coeficiente de Hinault a la talla que encontremos. Para tomar esta decisión, se debe tener en cuenta que normalmente el cuadro mantiene unas proporciones de altura y longitud pero es recomendable, consultar la longitud del tubo horizontal y de la potencia. De esta forma, nos aseguraremos, que la distancia de la punta del sillín a la potencia, podrá modificarse con normalidad con ajustes sencillos, ya que puede condicionar la posición encima de la bicicleta.

1.6.4.2. Posición del pie sobre el pedal

Históricamente se han identificado 3 tipos de pedal para la práctica del ciclismo: plano (no tiene ningún tipo de fijación), rastral (el pie se sujeta al pedal mediante unas cintas o material rígido) y automático (en la suela de la zapatilla

hay unos elementos denominados “calas” que se fijan a pedal). En los dos primeros tipos de pedal el pie se mueve con bastante libertad, cuestión que no ocurre con el tercer tipo. De hecho, los primeros pedales automáticos que no permitían ninguna movilidad del pie aumentaron la incidencia lesional (R. J. Gregor, et al., 1991). Así, los pedales automáticos contemporáneos permiten cierta movilidad del pie en sentido rotación interna/externa. Por lo tanto, la posición del pie sobre el pedal en este tipo de pedales va a venir determinada por la colocación de la “cala”, que tiene 3 grados de libertad respecto a la zapatilla (Figura 1.15): antero-posterior, medio-lateral y rotación externa-interna.



Figura 1.15.-Diferentes tipos de pedales y “calas” contemporáneos (izquierda). Movilidad (3 grados de libertad) de la cala al ser fijada en la zapatilla (derecha).

Independientemente del modelo de pedal, que puede ser muy variopinto, en sentido antero-posterior se recomienda colocar la cala de forma que el eje del pedal quede exactamente alineado con la cabeza del primer metatarso del ciclista (de Vey Mestdagh, 1998; Silberman, et al., 2005; Zani, 2010). Sin embargo, las evidencias experimentales sobre este aspecto son escasas, y cambios bruscos de 5 cm hacia atrás sólo obtuvieron un pequeño efecto positivo en la economía de pedaleo, sin repercusiones en el rendimiento durante una prueba contrarreloj de 30 minutos (Paton, 2009). En otro estudio, esta misma estrategia (retrasar la cala) provocó una reducción significativa en

la actividad de la musculatura plantar-flexora, sin ningún cambio en la eficiencia de pedaleo (Van Sickle & Hull, 2007).

En sentido medio-lateral, una aproximación medial de la “cala” permite que los pies se separen más entre sí y viceversa. En el ciclismo de carretera, la distancia horizontal entre los pedales de la bicicleta (factor Q) es habitualmente de unos 150 mm, que podría modificarse con las estrategias anteriormente comentadas. La reducción del factor Q a valores entre 90 a 120 mm podría mejorar levemente (0.3%) la eficiencia gruesa de pedaleo, sin cambios en la activación de los grupos musculares analizados (gemelos, tibial anterior, vasto medial y vasto lateral) (Disley & Li, 2014). Aunque en este trabajo no se realizó un análisis cinético, los autores sugieren que reducir el factor Q podría aumentar la fuerza útil sobre el pedal, aumentando de esta manera economía y eficiencia de pedaleo (Disley & Li, 2014). No obstante, debemos considerar también que un exceso en la reducción de este factor puede conllevar molestias en la parte exterior de las rodillas (e.g. síndrome de cintilla iliotibial) (de Vey Mestdagh, 1998; Silberman, et al., 2005; Zani, 2010).

La mayoría de las calas permiten que la zapatilla tenga cierto movimiento de rotación externa-interna sobre el pedal (llamado flotación). Dependiendo de la marca y del modelo de calas, se encontrará mayor o menor libertad de movimiento. Por ejemplo, en el modelo de calas “Look Keo classic” encontramos tres tipos de calas, que ofrecen mayor o menor libertad de movimiento (de 0 a 9°). En varios artículos sobre prevención de lesiones se sugiere los modelos que limitan la flotación pueden aumentar la probabilidad de lesiones patelofemorales (de Vey Mestdagh, 1998), por lo que sería recomendable un modelo con cierto grado de movilidad. A día de hoy no se ha demostrado experimentalmente que el rendimiento sea mayor con menor movilidad. Además, a la hora de colocar la “cala”, es importante elegir la rotación que esta va a tener sobre la zapatilla, de forma que determinará la rotación del pie respecto al eje anteroposterior de la bicicleta. En este sentido, es recomendable una rotación neutral (0°), que permita que las zapatillas vayan

paralelas al cuadro de la bicicleta. Sin embargo, actualmente se desconoce el rango óptimo de rotación desde un punto de vista científico (R. Bini & Carpes, 2014).

En resumen, en la literatura no encontramos variaciones en la posición de la cala, que puedan ser asumidas por ciclistas de alto nivel, que produzcan efectos significativos en el rendimiento o en la eficiencia de pedaleo.

1.6.4.3. Longitud de la biela

La longitud de la biela es la distancia desde el eje de pedaleo hasta el eje del pedal, y viene determinada por una pieza (la biela) cuya longitud está condicionada al momento de la compra de la bicicleta, si bien puede cambiarse con posterioridad. Normalmente en ciclismo se utilizan bielas que oscilan entre los 165 y 175 mm, y se recomienda el uso de una u otra en función de determinadas medidas antropométricas como la altura de la entrepierna o la estatura (Belluye & Cid, 2001; Zani, 2010). Sin embargo, la influencia de la longitud de la biela en el rendimiento es todavía una incógnita (Macdermid & Edwards, 2010). Desde un punto de vista biomecánico, existe cierta discrepancia entre la longitud de biela utilizada habitualmente en la práctica de ciclismo en ruta (esfuerzos submáximos) y la resultante de los modelos teóricos de optimización (esfuerzos supramáximos, producción de la máxima potencia) (Hull & Gonzalez, 1988). Según estos últimos, parece ser que la mejor combinación biela-cadencia es una biela de 145 mm y una cadencia de 110 rpm, para ciclistas de talla media (1.77 m) (Hull & Gonzalez, 1988), lo que difiere claramente de la longitud de biela que los fabricantes montan actualmente de forma sistemática en el ciclismo de ruta (de 165 a 175 mm).

Hasta donde llega nuestro conocimiento, siete estudios experimentales han analizado el efecto de la longitud de la biela en la producción de potencia

(esfuerzos supramáximos). Tres de ellos encontraron diferencias significativas, indicando que la mayor potencia se producía con bielas de longitud media (entre 145-180 mm), frente a bielas de longitudes extremas (< 140 y > 200 mm) (Inbar, Dotan, Trousil, & Dvir, 1983; J. C. Martin & Spirduso, 2001; Too & Landwer, 2000). Otros tres estudios no observaron diferencias significativas al comparar bielas de 135 y 170 mm en niños (J. C. Martin, Malina, & Spirduso, 2002), de 120 y 220 mm (Tomas, Ross, & Martin, 2010) y entre 150 y 190 mm (Barratt, Korff, Elmer, & Martin, 2011) en ciclistas entrenados. Otro estudio fue realizado con pequeñas variaciones en la longitud de la biela (170, 172.5 y 175 mm) en mujeres practicantes de bicicleta de montaña, y aunque no se obtuvieron mejoras en la potencia, sí que observó un menor tiempo hasta la potencia máxima con bielas de menor longitud (Macdermid & Edwards, 2010). Los últimos hallazgos parecen coincidir en que la longitud de biela no afecta a la producción de potencia en ciclismo (Barratt, et al., 2011; Macdermid & Edwards, 2010; Tomas, et al., 2010), aunque se ha destacado la necesidad de realizar trabajos con pequeñas variaciones en esta variable, de forma que sean modificaciones asumibles por los ciclistas (Macdermid & Edwards, 2010).

Hasta la actualidad, solo cuatro estudios experimentales han analizado la influencia de la longitud de la biela en el gasto de energía pedaleando (Astrand, 1953; Klimt & Voigt, 1974; McDaniel, Durstine, Hand, & Martin, 2002; Morris & Londeree, 1997). Uno de ellos comparó el efecto de utilizar bielas de 165, 170 y 175 mm, tras un período de entrenamiento (2 semanas y > 450 km), en 6 ciclistas experimentados (Morris & Londeree, 1997). No se observaron diferencias significativas entre las 3 longitudes de biela, ni al compararlas con la longitud de biela utilizada habitualmente (Morris & Londeree, 1997). Se obtuvieron los mismos resultados al analizar el gasto energético pedaleando con bielas de 160, 180 y 200 mm (Astrand, 1953) y de 145, 170 y 195 mm (McDaniel, et al., 2002). Sin embargo, otro estudio sí observó diferencias entre utilizar bielas de 100 a 200 mm, cifrando una longitud óptima de 140, 150 y 160 mm para niños de 6, 8 y 10 años (Klimt & Voigt, 1974). Ninguno de estos cuatro estudios experimentales tuvo en cuenta los cambios en la técnica de pedaleo (patrón cinemático y cinético). Este aspecto podría ser crítico, ya que podría

afectar tanto al coste energético como al patrón de actividad muscular de la extremidad inferior (Blake, et al., 2012; Mileva, Green, & Turner, 2004; Theurel, et al., 2012). Por lo tanto, aunque de forma genérica se recomienda una longitud de biela igual al 20% de la altura de entrepierna (J. C. Martin & Spirduso, 2001), en la literatura científica, hasta el momento, no queda claro cómo afectaría pequeños cambios en la longitud de la biela (± 5 mm) en el gasto energético y la técnica de pedaleo submáximo.

1.6.4.4. Sistemas de pedaleo no circular

Durante los últimos 100 años, diferentes autores han intentado mejorar la potencia mecánica máxima y/o la eficiencia de pedaleo cambiando factores como la forma del plato, la posición de las bielas o combinando ambos factores (Sistema Rotor) (García-Lopez, 2009). Para mejorar la eficiencia energética y el rendimiento mecánico, los diferentes sistemas de pedaleo no-circulares han utilizado tres estrategias comunes (García-Lopez, 2009). Por un lado, aumentar el par motor de la biela, es decir, aumentar la distancia desde el eje del plato hasta el punto de aplicación de la fuerza. Como segunda estrategia, se ha utilizado el disminuir la velocidad relativa de la biela en la fase propulsiva, alargando así el impulso mecánico del pedaleo. Por último, se ha intentado aumentar la velocidad relativa de la biela en los puntos muertos, minimizando el tiempo en que se pedalea en estas fases del ciclo del pedaleo, ya que son poco propulsivas.

En la actualidad es bastante común observar a profesionales de alto nivel como Bradley Wiggins o Chris Froome (ganadores del Tour de Francia en 2012 y 2013, 2015, respectivamente) utilizando platos no-circulares como los Q-rings (Rotor, www.rotorbike.com) o el sistema O-Symetric (Stronglight, www.O-Symetric.com) (Figura 1.16). A pesar de que los fabricantes aseguran un mejora de la potencia de un 7-10% para el mismo gasto metabólico, diversos

estudios no han encontrado ventajas significativas de estos diseños cuando se utilizan durante el pedaleo submáximo o de resistencia, no modificándose la potencia máxima aeróbica, el consumo máximo de oxígeno, la eficiencia de pedaleo ni el rendimiento en contrarreloj (Jobson, Hopker, Galbraith, Coleman, & Nevill, 2009; Peiffer & Abbiss, 2010; Rodriguez-Marroyo et al., 2009).



Figura 1.16.- Los 2 modelos de plato no-circular más utilizados actualmente en el ciclismo en ruta: O-Symmetric (izquierda) y Q-Rings (derecha).

Respecto al rendimiento anaeróbico, se han encontrado mejoras en la potencia media y máxima generadas durante esprints de corta duración, de 6-30 s (Cordova, Latasa, Seco, Villa, & Rodriguez-Falces, 2014; Rodriguez-Marroyo, Garcia-Lopez, Chamari, et al., 2009). En estos estudios, se ha sugerido que la mejora encontrada (2-8%) podría estar relacionada con los cambios de la actividad muscular, en respuesta a la alteración de la mecánica de pedaleo. Siguiendo esta argumentación, Rankin y Neptune (2008) mostraron que la utilización de un plato no-circular a 60 rpm permitiría aumentar el trabajo muscular realizado por el glúteo mayor y los vastos entre los 315° y los 135° del ciclo de giro de biela (Rankin & Neptune, 2008). Además, estos autores destacaron que la óptima excentricidad de la elipse del plato (relación entre la longitud del eje mayor entre el eje menor de la elipse) para la mejora en la potencia de pedaleo debería estar en un ratio de 1.24 – 1.35, muy parecido al ratio que presenta el sistema O-Symmetric (1.25). Recientemente, coincidiendo con este mismo planteamiento teórico, se ha demostrado que a cadencias y potencias utilizadas habitualmente en

competición (de 70 a 110 rpm y de 180 a 300 W, respectivamente), cuanto más ovalado era el plato utilizado (ratio de 1.0 a 1.215) más cambiaba la orientación de fuerza en el pedaleo (acercándolo a la rodilla y alejándolo de la cadera), lo que implicaba una menor contribución de la articulación de la rodilla y mayor de la cadera (Strutzenberger, Wunsch, Kroell, Dastl, & Schwameder, 2014).

1.6.4.5. Retroceso del sillín

El retroceso del sillín es la distancia horizontal desde la punta del sillín a la vertical que cruza el centro del eje de pedaleo (Figura 1.14). Se suele medir utilizando una plomada que se deja caer desde la punta del sillín o colocando en el eje de pedaleo una referencia vertical. La Unión Ciclista Internacional obliga a mantener un retraso del sillín igual o superior a 5 cm, aunque por motivos morfológicos (ciclistas de baja estatura), se puede reducir esa distancia, siempre y cuando la parte más adelantada de la rodilla no supere horizontalmente el eje del pedal. Estas restricciones van dirigidas principalmente a las bicicletas utilizadas en las etapas contrarreloj (Figura 1.17), donde los ciclistas utilizan tubos de sillín más verticales, lo que provoca una disminución del retroceso. Estas bicicletas, además de ser más aerodinámicas per se, buscan posiciones más bajas y alargadas del manillar, con el objetivo de flexionar el tronco en mayor medida y reducir así el área frontal proyectada (Garcia-Lopez, 2009). Su retroceso es más corto porque de esta manera permiten que la flexión de cadera respecto a la horizontal del suelo no sea tan acusada (Price & Donne, 1997).

Parece ser que el VO_2 disminuye cuando se utilizan posiciones más adelantadas del sillín, con ángulos del tubo del sillín más verticales, más propio del triatlón ($>76^\circ$) comparado con posiciones más retrasadas, con ángulos menores, más parecidos a los utilizados en ciclismo de ruta ($<76^\circ$) (Heil, et al., 1997; Price & Donne, 1997). Posiblemente, estos cambios se deben al aumento en la flexión de cadera a medida que aumenta el retroceso o

disminuye el ángulo del tubo del sillín (Heil, et al., 1997; Price & Donne, 1997; Umberger, Scheuchenzuber, & Manos, 1998). Respecto al rendimiento anaeróbico, todavía no existe consenso, y mientras un estudio demuestra que la potencia desarrollada, mejora con posiciones de sillín más retrasadas, en el rango entre 69° a 90° (Umberger, et al., 1998), otro estudio no encuentra diferencias entre ángulos de 72° y 82° (Ricard, Hills-Meyer, Miller, & Michael, 2006). Sin embargo, en este último estudio realizado con triatletas, se demostró cómo disminuía significativamente la actividad del bíceps femoral con un ángulo del tubo del sillín de 82°, mientras se mantenía la potencia (Ricard, et al., 2006). En un estudio más reciente, también se demostró como el incrementó de ángulo del sillín produjo un aumento de la actividad muscular del recto femoral que ayuda en el recobro del pedal y en la transición del punto muerto superior del ciclo de pedaleo (Silder, Gleason, & Thelen, 2011).

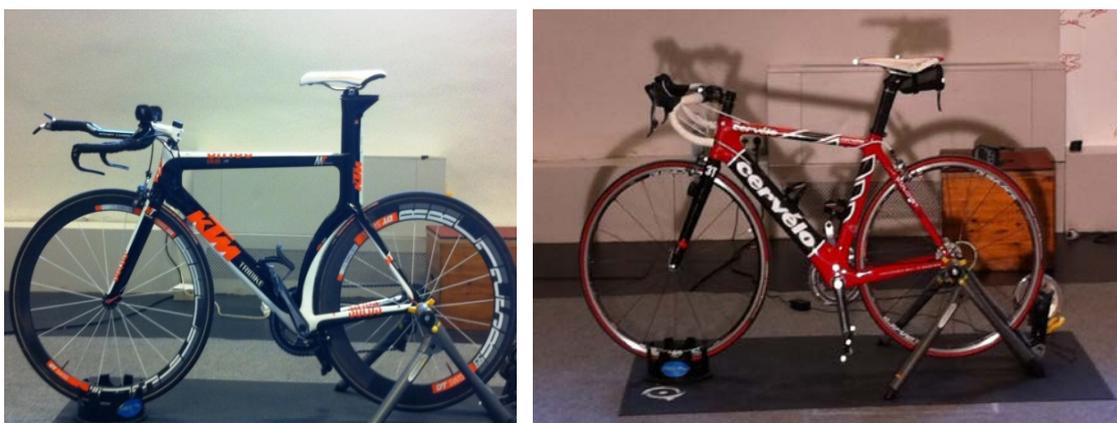


Figura 1.17. Diferentes geometrías de la bicicleta en el ciclismo de ruta: pruebas de contrarreloj (izquierda) y de fondo en carretera (derecha).

1.6.4.6. Altura del sillín (As)

La altura del sillín es la distancia, siguiendo el tubo vertical, entre el centro del eje de pedaleo y la parte más alta del sillín. Algunos estudios suman a esta distancia, la longitud de la biela, para obtener la distancia real del sillín al eje del pedal (Ferrer-Roca, Roig, Galilea, & Garcia-Lopez, 2012).

Se considera que un ajuste correcto de la posición del sillín es vital para la mejora del rendimiento y la prevención de lesiones (W. W. Peveler & Green, 2011). Con el fin de demostrar la relación entre posición óptima del sillín y rendimiento, se han estudiado los efectos de la modificación de la altura del sillín en la eficiencia de pedaleo, sin llegar a un consenso (Gonzalez & Hull, 1989; R. Gregor & Rugg, 1986; Houtz & Fischer, 1959; Hugh-Jones, 1947; Nordeen-Snyder, 1977; W. W. Peveler, 2008; W. W. Peveler & Green, 2011; Price & Donne, 1997; Shennum & deVries, 1976). Estos estudios consideraron que “el requerimiento de oxígeno en condiciones de pedaleo estables es una medida de la energía necesaria para llevar a cabo un trabajo determinado” (Hugh-Jones, 1947) y que puede verse afectado ante diferentes posiciones del sillín.

En la literatura específica de ciclismo se identifican tres métodos de configuración de la altura del sillín: antropométrico, goniometría estática y goniometría dinámica (Tabla 1.3) que trataremos detalladamente más adelante. Como se puede observar en la tabla 1.3, el método antropométrico es el que más se ha utilizado en los estudios experimentales que relacionan la altura del sillín con el rendimiento. Desde el año 1967 hasta el año 2007, todos los estudios utilizaron este método para normalizar la altura del sillín de los participantes de los estudios, tomando como referencias antropométricas la longitud de entrepierna y/o la altura trocanterea. A partir del año 2007, el método de goniometría estática empieza a utilizarse en estudios científicos como método alternativo al método antropométrico, principalmente el grupo estadounidense de Willard Peveler de la Northern Kentucky University (W. W. Peveler, 2008; W. W. Peveler & Green, 2011; Will W. Peveler, et al., 2007; W. W. Peveler, et al., 2012). En los últimos años, debido al fácil acceso a las herramientas fotogramétricas 2D, aparece el método de goniometría dinámica como alternativa a los métodos estáticos (R. R. Bini, 2012; W. W. Peveler, et al., 2012).

Antecedentes

Referencia	Método	Sujetos	Potencia y cadencia	Eficiencia de pedaleo	Aspectos Biomecánicos (Cinemática, Cinética y patrón coordinativo)
(Houtz & Fischer, 1959)	No referencias relativas, 0,534 m y 0,635 cm.	3 sujetos. Hombres.			Patrón Coordinativo: Cambiar la altura no modificó la coordinación EMG intermuscular. Menos actividad EMG cuando se incrementó la altura del sillín.
(Hamley & Thomas, 1967)	Antropométrico: información inexistente sobre cambios de altura del sillín.	100 ciclistas entrenados.	Test máximo anaeróbico.		Cinética: Mejor rendimiento con altura del sillín al 109% de la longitud de la entrepierna.
(Despires, 1974)	Antropométrico: 95% y 105% de LE	3 ciclistas entrenados. Hombres.	Submáximos.		Cinemática. Mayor altura del sillín incrementó el rango de flexión plantar. No se encontraron cambios en la extensión de la rodilla. Patrón coordinativo: No encontraron cambios significativos en actividad muscular de cuádriceps e isquiotibiales.
(Shennum & deVries, 1976)	Antropométrico: 105%, 108%, 111%, 114%, y 117% de LE	5 estudiantes. 16-18 años. Hombres.	De 50 a 200W, incrementos cada 25W	A mayor altura del sillín, mayor VO ₂ . No se encontraron diferencias entre el 105 y 108%.	
(Nordeen-Snyder, 1977)	Antropométrico: 95%-100%-105% de ATR corresponde a 101,7% - 107,1% -112,1% de LE	10 estudiantes. 18-31 años. Mujeres.	130 W. 60 rpm.	Mejora del 7,5% en el VO ₂ al descender del 112.1% al 107.1% .	Cinemática: Subir el sillín produjo el incremento de la extensión en cadera, rodilla y de la flexión plantar en tobillo. Incremento del rango de movimiento en la rodilla y el tobillo
(M. O. Ericson, Nisell, Arborelius, & Ekholm, 1985)	Antropométrico: 102%-113%-120% de tuberosidad isquiática.	6 estudiantes. 20-31 años. Hombres.	0-120-240W. 40-60-80-100 rpm		Patrón coordinativo: Incrementar la altura del sillín aumento la actividad del glúteo medio, isquiotibiales laterales y gemelos mediales.
(Jorge & Hull, 1986)	Antropométrico: 95%-100% de LE.	6 ciclistas experimentados. Hombres.	100W. 80 rpm.		Patrón coordinativo: Incremento de altura del sillín resultó en aumento de un 70% en la actividad de recto femoral y el vasto lateral ; Vasto medial en un 30%. Bíceps femoral y semimembranoso aumentaron su actividad en un 120 y 130% respectivamente. Glúteo máximo no presentó cambios.
(S.G. Rugg and R.J. Gregor; 1987)	Antropométrico: 100, 105. 110 y 115% de LE.	5 ciclistas entrenados. Hombres.	90 rpm.		Cinemática: Cambios significativos en la extensión de la rodilla y tobillo debido al incremento de altura del sillín. Patrón coordinativo: Con incremento de altura del sillín, el momento sobre vastos e isquiotibiales aumenta un 10 y un 22% respectivamente, vastos y soleo tienden a acortarse, contrario a isquiotibiales y gemelos.
(M. O. Ericson & Nisell, 1987)	Antropométrico: 102%-113% -120% de tuberosidad isquiática.	6 estudiantes. 20 - 31 años. Hombres.	0-120-240 W. 40-60-80-100 rpm		Cinética: Las fuerzas compresivas sobre la rodilla aumentan con el descenso del sillín. Entre 60 y 90° del giro de biela es dónde se da el pico de fuerza femoropatelar (Máximo a 60° de biela y 83° de flexión de rodilla). Mínima compresión femoropatelar con rodilla en extensión.

Referencia	Método	Sujetos	Potencia y cadencia	Eficiencia de pedaleo	Aspectos Biomecánicos (Cinemática, Cinética y patrón coordinativo)
(Mats O. Ericson, Nisell, & Németh, 1988)	Antropométrico: 102% - 113% -120% de tuberosidad isquiática.	6 estudiantes. 20 -31 años. Hombres.	0-120-240 W. 40-60-80-100 rpm.		Cinemática: Subir el sillín produjo un incremento de la extensión de cadera, rodilla y la flexión plantar del tobillo. Además, se incrementó el rango de movimiento en rodilla y tobillo.
(Gonzalez & Hull, 1989)	Antropométrico: De 87% a 102% de ATR.	Simulación de 3 sujetos de diferente complejón			Cinética: El análisis multivariado basado en los momentos articulares indicó que la altura de sillín más eficiente estaba entre el 97-98% de la altura trocanterea.
Gregor and Fowler (1996)	Antropométrico: 100-105 - 110-115% de LE.				Cinemática: A mayor altura del sillín se produce mayor acortamiento de los isquiotibiales y los vastos. El punto máximo de acortamiento se da en los isquiotibiales entre los 225° y los 270° de giro de biela y el de los vastos sobre los 165° y con un valor de unos 4cm.
(Price & Donne, 1997)	Antropométrico: 96-100- 104% de ATR.	14 ciclistas experimentados. 22.9 ± 4,1 años. Hombres.	200 W. 85 rpm	Mayor VO ₂ y menor eficiencia gruesa al 104%.	Cinemática: La mayor altura del sillín provocó un incremento de la extensión y del rango de movimiento en cadera, rodilla y de flexión plantar y de rango de movimiento en tobillo.
(Will W. Peveler, et al., 2007)	Goniometría estática: 25°- 35° de flexión de rodilla. Antropométrico: 109% de LE.	27 ciclistas: 9 ciclistas entrenados. 18 no entrenados. 12 hombres y 15 mujeres.	Wingate de 30".	No existieron diferencias significativas.	Cinemática: Al 109% solo el 37% coincidieron con la altura del sillín medida en goniometría estática.
(W. W. Peveler, 2008)	Goniometría estática: 25°- 35° de flexión de rodilla. Antropométrico: 109% de LE.	15 sujetos: 5 ciclistas, 10 no ciclistas. 7 hombres y 8 mujeres	70% de la Potencia al VO _{2max} .	Menor VO ₂ a 25° de flexión de rodilla.	Cinemática: Al 109% en un 75% de las ocasiones quedaban fuera del rango respecto la goniometría estática. La posición preferida de los ciclistas (n=5), entre 25-35° y con un promedio de 26,8° en goniometría estática.
(Sanderson & Amoroso, 2009)	Antropométrico: 92%- 102%-107% de ATR. El 102% es la posición preferida por las ciclistas.	13 ciclistas experimentada. 25,6 (± 5.9) años. Mujeres	200 W. 80 rpm		Cinemática: El incremento de altura del sillín aumentó el rango de movimiento de rodilla y el del tobillo. Al subir el sillín, el soleo trabajo durante más amplitud de movimiento y aumentó la velocidad de angular. Se encontró diferencias de velocidad de acortamiento entre el 92% y el 107% en el gemelo medial. Patrón Coordinativo: La actividad EMG del gemelo disminuye en un 32% al bajar el sillín y aumenta en un 20% al subirlo, respecto al 107%.. Esta acción coincide con el aumento y la disminución de la velocidad de acortamiento y alargamiento del tríceps sural.

Antecedentes

Referencia	Método	Sujetos	Potencia y cadencia	Eficiencia de pedaleo	Aspectos Biomecánicos (Cinemática, Cinética y patrón coordinativo)
(R. Bini, et al., 2010)	Antropométrico: 100% de ATR (± 3 cm).	9 sujetos no entrenados. 22 a 39 años. Hombres.	0, a 70 W. 40 a 70 rpm. Hombres.		Cinemática: Al bajar el sillín, mayor flexión media y menor rango de movimiento en la cadera y la rodilla. El tobillo aumenta su rango de movimiento. Cinética: El tobillo aumenta su contribución con el sillín más alto y en cambio la rodilla lo reduce.
(Rankin & Neptune, 2010)	Antropométrico: Del 82% al 109% de ATR	Simulación.	90 rpm.		Cinemática: A la altura óptima de 102%, se obtiene un ángulo de flexión de rodilla máximo de 120,4° y mínimo de 26,4°. Cinética: 102% es la altura de sillín óptima. Los principales generadores de fuerza son los vastos y el glúteo mayor. La longitud de estos músculos se aleja de la óptima modificando la altura del sillín. Un cambio del 1% afecta a la potencia generada.
(Vrints, Koninckx, Van Leemputte, & Jonkers, 2011)	Antropométrico: 109% ($\pm 2\%$) de LE	10 ciclistas. Hombres	Isocinético máximo a 100 rpm durante 5 segundos.		Cinemática: Mayor potencia a 109%. Mayor flexión en rodilla y cadera, en la posición más baja. Tobillo mayor flexión dorsal en la posición baja y mayor flexión plantar en la posición más alta. Cinética: En la posición más baja es donde se genera menos potencia. Bíceps femoral y recto femoral menos momento en la posición baja.
(W. W. Peveler & Green, 2011)	Goniometría estática: 25°-35° de flexión de rodilla. Antropométrico: 109% de LE.	11 ciclistas. Hombres	70% de la potencia en el VO_{2max} . 90 rpm. Anaeróbica: 30" Wingate	VO_2 : 109% > 25° y 109% > 35°. Pico de potencia: 109% < 25°	Cinemática: Colocando la altura del sillín al 109% de LE, en un 73% de las ocasiones quedaba fuera del rango conseguido con la goniometría estática (25-35°).
(W. W. Peveler, et al., 2012)	Goniometría estática: Altura del sillín a 25° de flexión de rodilla Goniometría dinámica como comprobación de la estática. 2D (60 Hz).	34 sujetos nivel heterogéneo. 28 hombres y 6 mujeres.	Prueba incremental. Análisis cinemático a ~88 W, RER y máximo.		Cinemática: La goniometría estática subestimó la flexión de rodilla y la flexión plantar de tobillo. Además, se produjo mayor flexión plantar a ~88 W que a la potencia máxima de la prueba incremental.
(R. R. Bini, 2012)	Goniometría estática: Preferida $\pm 10^\circ$ y 25° de flexión de rodilla.	24 sujetos entre ciclistas y triatletas. 39 (± 11) años. Hombres.	257 \pm 52 W. 90 \pm 2 rpm		Cinemática: La flexión de rodilla incrementó su valor a medida que se bajó el sillín. La goniometría estática subestimó la flexión de rodilla. Cinética: Un descenso del sillín del 5 y el 10% crearon un aumento moderado de las fuerzas de compresión femoropatelar. De forma contraria aumentar entre un 5 y un 10% la altura del sillín aumenta las fuerzas anteriores tibio-femorales.

Tabla 1.3.- Sumario de los estudios que analizan los efectos de la altura del sillín en la cinemática, cinética y patrón coordinativo del pedaleo. LE, longitud de entrepierna; ATR, altura trocanterea.

El método antropométrico relaciona directamente las dimensiones antropométricas de los ciclistas con una altura óptima del sillín. Se han utilizado principalmente 2 referencias antropométricas que se registran estando el ciclista descalzo. Por un lado, la altura trocanterea, considerada como la distancia desde el punto óseo más prominente del trocánter mayor al suelo y por otro lado, la altura de la entrepierna, considerada la distancia desde el suelo hasta el pubis (Ferrer-Roca et al., 2014). Nordeen-Snyder (1977) estudió la altura de sillín más eficiente para pruebas aeróbicas. A partir de un estudio realizado con mujeres, estimó que la altura de sillín óptima era el 107,1% de la altura de la entrepierna, sumando la longitud de la biela a la altura del sillín (Nordeen-Snyder, 1977). Esta medida se determinó analizando el consumo de oxígeno a partir de un test submáximo, donde las ciclistas pedalearon a una cadencia de 60 rpm y a una potencia de 130 W (Nordeen-Snyder, 1977). Claude Genzling analizó a 47 ciclistas del Tour de Francia (1979), proponiendo que la altura del sillín desde el eje de pedaleo (sin incluir la biela) correspondía al 88,5% (IC 95%: 87.6-89.4% $p < 0.05$) de la altura de la entrepierna (Belluye & Cid, 2001). Otros autores como Gregor y Broker (1991) consideraron que “generalmente el consumo de oxígeno se minimizaba cuando se utilizaba una altura del sillín, teniendo en cuenta la longitud de la biela, de aproximadamente entre el 106-109% de la altura de la entrepierna” (R. J. Gregor, et al., 1991). En la misma línea, Price y Donne (1997) destacaron que a una potencia de 200 W, la economía de pedaleo fue mayor con una altura de sillín (incluyendo la biela) correspondiente al 96% y al 100% comparado con el 104% de la altura trocanterea (Price & Donne, 1997).

La goniometría estática relaciona la altura del sillín con el ángulo de flexión de rodilla, en posición estática, estando el ciclista sentado encima de la bicicleta, con el pedal paralelo al suelo y situado a 180° de giro de biela. Su principal ventaja respecto al método antropométrico es que individualiza la medida para cada ciclista y, en cierta manera, evita que se cometan errores al considerar que todas las personas de igual talla van a tener la misma longitud de extremidad, o que las personas con la misma altura de la entrepierna/isquion van a tener la misma proporción entre la longitud de tibia y

del fémur. Diversos estudios han comparado los efectos de diferentes alturas del sillín colocado mediante referencias estáticas, sobre el rendimiento en pruebas anaeróbicas y aeróbicas (W. W. Peveler, 2008; Will W. Peveler, et al., 2007). Estos estudios compararon tres alturas del sillín: 25° y 35° de flexión de rodilla, y la altura equivalente al 109% de la altura de la entrepierna. Los ciclistas fueron más eficientes con una mayor extensión de rodilla, a 25° de flexión (W. W. Peveler, 2008; Will W. Peveler, et al., 2007). También se demostró que el método antropométrico y el goniométrico estático no coincidían en un 63% de los sujetos de estudio.

La goniometría dinámica consiste en medir los ángulos de flexo-extensión de la rodilla, cadera y tobillo mientras el ciclista pedalea. Se encuentra cierto consenso en que un aumento de la altura del sillín produce un aumento del rango de movimiento en estas articulaciones. Por el contrario, disminuir la altura del sillín produce una reducción del rango de movimiento en estas articulaciones (R. Bini, et al., 2010; Nordeen-Snyder, 1977; Price & Donne, 1997). Partiendo de esta premisa, la goniometría dinámica utiliza sistemas de fotogrametría en dos (2D) y tres dimensiones (3D) (Umberger & Martin, 2001) con el objetivo de analizar al ciclista en movimiento, no en estático y proponer el cumplimiento de unos valores cinemáticos para determinar la altura de sillín más eficiente (Sanderson & Amoroso, 2009). El establecimiento de un ángulo de trabajo de la articulación de la rodilla se basa en la optimización de la longitud del músculo y el brazo de palanca, los cuáles varían con el cambio de altura del sillín (R. Bini, et al., 2011). A pesar de que su correspondencia con la goniometría estática todavía no está del todo clara, hasta donde llega nuestro conocimiento, cuatro estudios experimentales han comparado la cinemática de la extremidad inferior entre ambos métodos (R. R. Bini, 2012; Farrell, et al., 2003; Fonda, Sarabon, & Li, 2014; W. W. Peveler, et al., 2012), obteniendo que el primero subestima la flexión de rodilla (7-10°), posiblemente debido a la basculación de la pelvis (Farrell, et al., 2003) o a un incremento en la flexión plantar del tobillo (W. W. Peveler, et al., 2012) que se produce durante el pedaleo. De acuerdo con estos hallazgos, la recomendación de 25°-35° de flexión de rodilla durante la evaluación estática podría corresponder a un

ángulo de 30°-40° durante una evaluación dinámica (Garcia-Lopez, et al., 2009). Sin embargo, parece que otras variables aparte de la basculación de la pelvis, como el rango de movimiento del tobillo o la flexibilidad de los isquiotibiales, podrían afectar al ángulo de la rodilla durante el pedaleo y, por lo tanto, a la selección de una altura de sillín óptima (Holmes, et al., 1993).

En los estudios revisados respecto a la altura óptima del sillín se detectan una serie de limitaciones. Por un lado, los trabajos que utilizan el método antropométrico fueron realizados en los años 70s y 80s, con pedales planos o con rastrales, lo cual podría condicionar sus resultados, necesitando de una revisión y actualización de los mismos. De otra parte, todavía no se ha demostrado si la aplicación de cada uno de los métodos existentes (antropométrico, goniometría estática y dinámica) obtienen similares alturas de sillín y cinemática de la extremidad inferior. Por otro lado, diferentes autores han especulado que los deportistas presentan mayor eficiencia utilizando geometrías de bicicleta (Heil, et al., 1997) y rangos de movimiento articulares similares a los que utilizan habitualmente para entrenar (Cavanagh & Sanderson, 1986; A. Chapman, Vicenzino, Blanch, & Hodges, 2009). Sin embargo, en la literatura se ha venido comparando la eficiencia aeróbica y anaeróbica a alturas de sillín preestablecidas, sin tener en cuenta la configuración preferida por los ciclistas. Este hecho, podría poner en cuestión la validez ecológica de estos estudios y, probablemente, introducir un sesgo en los resultados obtenidos. Por último, teniendo en cuenta las conclusiones de una revisión realizada recientemente, futuros estudios deberían demostrar si realmente existen cambios en el rendimiento de los ciclistas debido a pequeñas modificaciones en la altura del sillín. Hasta el momento, las modificaciones planteadas (>4%) son excesivas para ser aceptadas por ciclistas de alto nivel (R. Bini, et al., 2011).

2.- OBJETIVOS

El objetivo general de la presente Tesis Doctoral es comparar diferentes métodos de ajuste de la bicicleta y analizar su repercusión en factores biomecánicos y energéticos. Específicamente, se pretenden los siguientes objetivos:

- Comprobar si el ajuste de la altura del sillín a partir del método antropométrico asegura un pedaleo dentro del rango articular recomendado (método de goniometría dinámica).
- Comparar los métodos de goniometría estática y goniometría dinámica para ajustar la altura del sillín y analizar si las posibles diferencias entre métodos dependen de la altura relativa del sillín.
- Evaluar si pequeños cambios de la altura del sillín afectan a la cinemática y a la eficiencia de pedaleo.
- Comprobar los efectos de pequeños cambios en la longitud de biela en la biomecánica y la eficiencia de pedaleo.

Para lograr los objetivos específicos reseñados anteriormente se ha planteado la realización de cuatro estudios, que constituirán los siguientes cuatro capítulos de la Tesis Doctoral:

Primer estudio: Influencia de la altura del sillín en la cinemática de la extremidad inferior en ciclistas entrenados: Evaluación estática versus dinámica en el ajuste de la bicicleta.

Segundo estudio: Diferencias entre métodos de configuración de la altura óptima del sillín en el ciclismo de ruta: Goniometría estática versus dinámica.

Tercer estudio: Cambios en la eficiencia de pedaleo y en la cinemática de la extremidad inferior en ciclistas entrenados debidos a pequeñas modificaciones de la altura del sillín.

Cuarto estudio: Influencia de pequeñas variaciones de la longitud de la biela sobre la eficiencia y la técnica de pedaleo .

3.- PRIMER ESTUDIO

Influencia de la altura del sillín en la cinemática de la extremidad inferior en ciclistas entrenados:

Evaluación estática versus dinámica en el ajuste de la bicicleta. [UdW1]



3.1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

La altura del sillín en ciclismo influye en el trabajo mecánico de la extremidad inferior (R. Bini, et al., 2011) alterando la eficiencia del pedaleo (R. J. Gregor & Conconi, 2000; Hamley & Thomas, 1967; Nordeen-Snyder, 1977; W. W. Peveler, 2008; W. W. Peveler & Green, 2011). Hasta el momento, diversos autores han propuesto diferentes métodos para obtener una altura óptima del sillín, como los métodos estáticos (i.e. antropométrico o goniométrico) o los métodos dinámicos (i.e. análisis del movimiento en dos o tres dimensiones) (Silberman, et al., 2005). Existe una clara preferencia en la utilización de las evaluaciones de tipo estáticas comparadas con las dinámicas, posiblemente debido a su simplicidad, su bajo coste y la facilidad para utilizarse en las tiendas de bicicletas (de Vey Mestdagh, 1998).

En el ajuste de la altura del sillín se ha utilizado ampliamente el método estático, aplicando referencias antropométricas, como la altura trocanterea o la longitud de la entrepierna (Belluye & Cid, 2001; de Vey Mestdagh, 1998; Hamley & Thomas, 1967). Por ejemplo, Hamley y Thomas propusieron el 109% de la longitud de la entrepierna como una altura óptima para mejorar el rendimiento en pruebas de potencia anaeróbica (Hamley & Thomas, 1967). Nordeen-Snyder comparó la eficiencia aeróbica a tres alturas diferentes del sillín (101.7, 107.1 y 112.1%). En la misma línea que otros autores (de Vey Mestdagh, 1998), recomendaron el 107% de la longitud de la entrepierna como la altura óptima del sillín (Nordeen-Snyder, 1977). Del mismo modo, Gregor y Broker (1991) sugirieron un rango del 106-109% de la altura de la entrepierna como la altura óptima del sillín en ciclismo. Estos estudios antropométricos consideraron la longitud de la entrepierna como la distancia del isquion al suelo y midieron la altura del sillín desde el eje del pedal hasta la parte superior del sillín, colocando la biela en línea con el tubo vertical. Holmes, Pruitt y Whalen (1993) recomendaron la evaluación goniométrica como un método novedoso para ajustar el sillín en posición estática (Holmes, et al., 1993). Los ciclistas

debían situar el sillín de forma que la articulación de la rodilla quedara en una flexión de 25-35°, con el pedal colocado en el punto muerto inferior (Silberman, et al., 2005) y en una flexión inferior a 115° con el pedal en el punto muerto superior (de Vey Mestdagh, 1998). Se ha demostrado en estudios recientes, que los ciclistas consiguen su mejor rendimiento aeróbico cuando seleccionan una altura de sillín correspondiente a una flexión de rodilla de 25° (W. W. Peveler, 2008; W. W. Peveler & Green, 2011). Además, estos estudios demostraron que con este método se obtienen alturas del sillín no coincidentes con las conseguidas con el método recomendado por Hamley y Thomas. Sin embargo, se debe tener en cuenta que utilizando el método de Holmes, Pruitt y Whalen (1993), el ángulo de flexión de rodilla es dependiente de la posición del tobillo y aumenta cuando incrementa la flexión plantar (R. Bini, et al., 2011).

El efecto de la altura del sillín en el ángulo de flexión de rodilla ha sido estudiado utilizando el análisis del movimiento en dos dimensiones durante el pedaleo (R. Bini, et al., 2010; Price & Donne, 1997; Sanderson & Amoroso, 2009). Un estudio previo ha ratificado la utilización de este método para ajustar la altura del sillín (Silberman, et al., 2005), sin embargo, sorprendentemente, en una revisión reciente, este método no ha sido reconocido (R. Bini, et al., 2011). La correspondencia del método dinámico con el método de Holmes, Pruitt y Whalen no está clara. Sin embargo, se ha demostrado que la inclinación pélvica durante el pedaleo, incrementa en unos 5-6° la flexión de rodilla comparado con el método goniométrico estático (Farrell, et al., 2003). De acuerdo con estos resultados, una flexión de rodilla de 25-35° durante la evaluación estática podría corresponder con un ángulo de 30-40° durante la evaluación dinámica (de Vey Mestdagh, 1998; Garcia-Lopez, et al., 2009; Price & Donne, 1997). Sin embargo, esta relación podría verse influenciada por otras variables, como la flexibilidad de los isquiotibiales, que puede afectar a la cinemática de la rodilla durante el pedaleo (evaluación dinámica). La longitud de los isquiotibiales varía en función del ángulo de flexión de la rodilla, estando íntimamente relacionada con los cambios de la altura del sillín. Por lo tanto, la flexibilidad propia de cada ciclista podría condicionar la selección de una altura del sillín determinada (Holmes, et al., 1993).

Dada la variedad de enfoques encontrados en la literatura, el presente estudio pretendió comparar los métodos estáticos (medidas antropométricas) con los métodos dinámicos (2D) para ajustar la altura del sillín. Se estudió la relación entre la antropometría, los ángulos de pedaleo de la extremidad inferior, la flexibilidad de los isquiotibiales y la altura del sillín en ciclistas entrenados, utilizando su configuración de bicicleta preferida. La hipótesis planteada fue que la referencia presentada por los autores Gregor y Broker (106-109% de la longitud de la entrepierna) no asegura que durante el pedaleo se cumplan las referencias recomendadas por el método dinámico (flexión de rodilla de 30-40°). Además, se pretendió comprobar si la flexibilidad de la musculatura isquiotibial afecta a la selección de la altura del sillín en ciclistas entrenados.

3.2. MÉTODOS

Diseño experimental

El presente estudio se realizó, en parte, debido a las contradicciones encontradas en la literatura en relación a los diferentes métodos para recomendar una altura óptima del sillín. Teniendo en cuenta que en la literatura encontramos una amplia utilización de los métodos estáticos (Bandy, Irion, & Briggler, 1997), la hipótesis del presente estudio fue que los resultados obtenidos mediante el método estático no coinciden con los alcanzados con el método dinámico en ciclistas de alto nivel. Con el objetivo de solventar este planteamiento se utilizó un enfoque transversal. La muestra del estudio se dividió en dos grupos de acuerdo con la referencia de Gregor y Broker (Tabla 1). En el Grupo A se incluyeron aquellos ciclistas que seleccionaron una altura de sillín preferida dentro del rango del 106% al 109% (n=10), mientras que los ciclistas que estaban fuera de este rango formaron parte del Grupo B (n=13).

Para identificar las diferencias entre ambos grupos se utilizó el análisis de la varianza de una vía (ANOVA). Además, se realizó un análisis multivariable con el objetivo de encontrar la relación entre la variable dependiente (altura del sillín) y las variables independientes (longitud de entrepierna, ángulo de flexión de rodilla, ángulo de flexión de cadera, ángulo de flexión de tobillo, flexibilidad de isquiotibiales y retroceso del sillín).

Sujetos

En el estudio participaron 23 ciclistas de alto nivel (21.8 ± 3.5 años, 67.8 ± 6.8 kg, 1.77 ± 0.04 m). Todos los participantes estaban sanos en el momento del estudio y competían en las categorías Continental y sub-23, acreditando suficientes años de experiencia. Las pruebas de la presente investigación se realizaron al final del periodo preparatorio (Febrero), justo antes de empezar el periodo competitivo (9222 ± 1862 km de volumen de entrenamiento). Los ciclistas fueron informados de los procedimientos, métodos, beneficios y posibles riesgos involucrados en el estudio, y se obtuvo el consentimiento por escrito antes de iniciarlo. El protocolo de evaluación fue aprobado por el Comité de Ética del centro de investigación donde se realizó el estudio y fue diseñado de acuerdo con las consignas de la Conferencia de Helsinki sobre investigación humana.

Procedimiento

Se evaluó a todos los ciclistas a la misma hora del día (por la mañana, entre las 09:00 y las 12:00), bajo condiciones ambientales similares ($21\text{--}23^{\circ}\text{C}$, 60 a 65% de humedad relativa). Los deportistas debían estar un período de 24 horas sin realizar entrenamientos exigentes antes de acudir al laboratorio (~ 100 m de altitud) y pudieron beber a demanda para evitar la deshidratación.

Inicialmente, se midió la altura del sillín, el retroceso del sillín, la altura del manillar y la longitud de la entrepierna por el mismo investigador mediante una cinta atropométrica (Holtain LTD; Crymych, UK). En la medición de la altura del sillín se tuvo en cuenta la longitud de la biela para poder comparar los resultados con estudios anteriores (R. J. Gregor, et al., 1991). Además, se obtuvo la altura de sillín relativa de cada ciclista, dividiendo la altura del sillín por la longitud de la entrepierna.

Para el análisis de movimiento en 2D, se colocaron marcadores reflectantes de 15 mm de diámetro en la parte más prominente del trocánter mayor, en el centro del epicóndilo femoral lateral, en el centro del maleolo lateral y en la parte lateral de la 5ª articulación metatarso-falángica. Después de un calentamiento de 10-min, los ciclistas pedalearon durante 6-min en posición baja, a una cadencia de 90-100 rpm, en un rodillo de entrenamiento libre (Tacx Antares Roller T1000.Tacx; Wassenaar, Holanda). Utilizaron para el test, el material habitual de entrenamiento, su propia bicicleta, y sus propias zapatillas, con las calas habituales. Durante los dos últimos minutos de la serie, se capturó a 50hz, la extremidad inferior derecha de cada ciclista, mediante una cámara colocada a 10m, en el plano sagital. Se calculó la cinemática de la extremidad inferior mediante un software de uso comercial (TCD2008. SportSupport Online S.L; Barcelona, España). Un único evaluador estimó los ángulos de cadera, rodilla y tobillo siguiendo la convención utilizada previamente por Nordeen-Snyder's (Nordeen-Snyder, 1977). Se calculó el promedio de cada ángulo, a partir de cinco ciclos de pedaleo en cada serie capturada. Según estudios previos, la cinemática en el plano sagital de la extremidad inferior (2D) es similar a los ángulos respectivos obtenidos en 3D (Umberger & Martin, 2001). Después del test en la bicicleta, se utilizó el test de extensión pasiva de rodilla para estimar la flexibilidad de los isquiotibiales. Según el protocolo utilizado por Fredriksen et al (Fredriksen, Dagfinrud, Jacobsen, & Maehlum, 1997), la medición de la extensión pasiva de la rodilla debe realizarse con el sujeto estirado en decúbito supino y con la extremidad que se va a analizar adoptando una flexión de rodilla de 90°. Se instruyó a los sujetos para que mantuvieran la zona lumbar plana en la camilla para

determinar el límite dónde se produce la posible rotación pélvica durante la medición. Se mantuvo la flexión de cadera mientras se realizó la extensión pasiva de la rodilla hasta la posición final, definida como el punto dónde el investigador percibió cierta resistencia al estiramiento. Durante el test se capturó el plano sagital de la extremidad analizada para analizar el ángulo de flexión de rodilla mediante el mismo sistema de análisis 2D utilizado previamente (TCD 2008 software; SportSupport Online S.L; Barcelona, España). En estudios previos se ha demostrado una apropiada fiabilidad intra e inter-evaluador utilizando este protocolo en la medición de la flexibilidad de los isquiotibiales (Fredriksen, et al., 1997).

Análisis Estadístico

Los datos se presentan como la media aritmética y la desviación estándar (\pm DE). Para el análisis estadístico se utilizó el software SPSS+ versión 15.0 (Chicago, Illinois, USA). Se aplicó el test de Shapiro-wilk para asegurar una distribución normal de todas las variables analizadas. Se utilizó el análisis de la varianza de una vía (ANOVA) para identificar las diferencias entre el grupo A y el grupo B. Cuando se encontraba una F significativa, se aplicó el análisis post hoc de Newman-Keuls para analizar las diferencias estadísticas entre medias. Además se realizó un análisis de regresión multivariable paso a paso hacia atrás para predecir la altura del sillín a partir de los datos cinemáticos y antropométricos. En la aplicación de este análisis, entraron en el modelo aquellas variables con una significancia de $p < 0.10$, descartando en cada paso la variable menos significativa, quedándose finalmente en el modelo aquellas variables con $p < 0.05$. Para determinar la fiabilidad intra-evaluador, cada ciclista fue evaluado dos veces por el mismo evaluador, con una diferencia de 3 meses, y se calculó el coeficiente de correlación intraclass (ICC). Los valores de ICC fueron de 0.91 para el ángulo de cadera, 0.96 para el ángulo de rodilla, 0.92 para el ángulo de tobillo y 0.97 para el ángulo de rodilla en el test de extensión pasiva de rodilla. Se determinó la significancia estadística en $p < 0.05$. Además se definió una tendencia a la significancia cuando $p < 0.10$.

3.3. RESULTADOS

Los sujetos completaron las pruebas sin ningún incidente ni lesiones. El 43.5% de los ciclistas seleccionaron una altura relativa del sillín dentro del rango recomendado del 106-109% de la longitud de la entrepierna (Grupo A). El resto de los ciclistas (56.5%) escogieron una altura relativa del sillín por encima del 109% (Grupo B). Por lo tanto, en la muestra analizada, ningún ciclista utilizó una altura de sillín por debajo del 106% de la longitud de la entrepierna.

Tabla 3.1. Media, desviación estándar y rango de las características de los sujetos y sus bicicletas. Grupo A (ciclistas con el sillín al 106-109% de la longitud de la entrepierna) y grupo B (ciclistas con un altura de sillín superior al 109% de la entrepierna).

	Grupo A (n= 10)		Grupo B (n=13)	
	Media \pm DE	Rango	Media \pm DE	Rango
Edad (Años)	21.1 \pm 3.5	18.3 – 29.0	22.4 \pm 3.5	18.6 - 29.3
Masa (Kg)	69.3 \pm 8.8	57.4 – 89.0	66.6 \pm 4.8	54.6 - 72.9
Altura (cm)	178.5 \pm 1.6	171.2 - 188.6	176.3 \pm 3.8	170.7 – 183.0
LE (cm)	87.0 \pm 5.2	82.6 - 91.7	82.5 \pm 3.4 *	78.4 - 87.7
HS (cm)	93.9 \pm 3.1	88.4 - 99.8	91.4 \pm 3.3	87.2 - 96.3
HSE (%)	107.8 \pm 0.8	106.0 - 108.9	110.7 \pm 1.0 *	109.3 - 112.3
RS (cm)	7.6 \pm 1.9	4.0 - 10.9	5.8 \pm 1.1*	4.3 - 7.8

Longitud de entrepierna (LE), Altura del sillín (HS), Altura del sillín relativa a la longitud de entrepierna (HSE) y retroceso del sillín (RS). * Diferencias significativas ($p < 0.05$) entre Grupo A y Grupo B.

Durante la evaluación dinámica, el 50% del Grupo A pedaleó con una flexión de rodilla inapropiada, fuera del rango recomendado (30-40°). Por otro lado, en el Grupo B se encontró un 7.7% de los sujetos pedaleando con una flexión de rodilla por fuera de dicho rango. Pueden observarse las diferencias entre el Grupo A y el Grupo B en la Tabla 1 y la Figura 1. El ANOVA mostró diferencias significativas entre ambos grupos en la longitud de entrepierna ($F= 11.595$ y $p < 0.05$), el ángulo de flexión de cadera ($F= 15.995$ y $p < 0.001$), el ángulo de flexión de rodilla ($F= 14.746$ y $p < 0.001$), la altura relativa del sillín ($F=45.693$ y $p < 0.001$) y el retroceso del sillín ($F= 8.122$ y $p < 0.05$). Los ciclistas del Grupo B tenían una longitud de entrepierna menor y seleccionaron una altura relativa del sillín mayor y un retroceso más corto. Además, pedalearon con menor flexión de cadera y menor flexión de rodilla que el grupo A. Aunque no se encontraron diferencias significativas entre ambos grupos en el test de extensión pasiva de rodilla, los resultados marcan cierta tendencia estadística ($p = 0.08$).

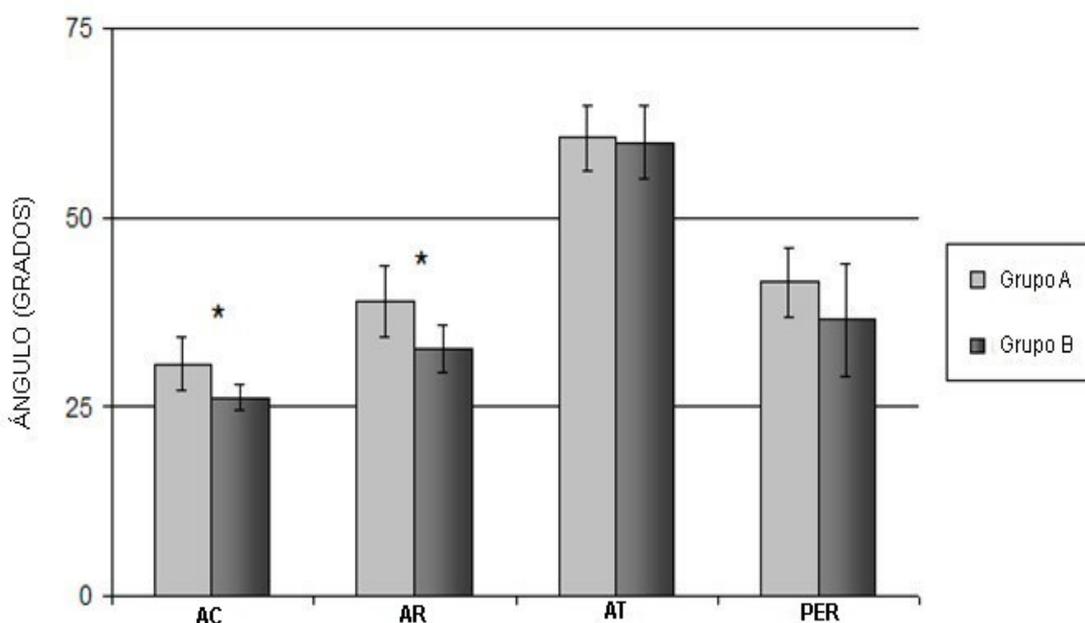


Figura 3.1.- Comparación entre Grupo A (ciclistas con una altura del sillín entre 106-109% de la longitud de la entrepierna) y Grupo B (ciclistas con altura relativa del sillín superior al 109%) de los ángulos de flexión de las articulaciones de la extremidad inferior durante la prueba de 6-min de pedaleo y el test de extensión pasiva de rodilla. Ángulo de flexión de cadera (AC), Ángulo de flexión de rodilla (AR), Ángulo de flexión plantar (AT) y ángulo de extensión pasiva de rodilla (PER). Los datos se expresan en grados. * Los valores son significativamente diferentes para $p < 0.05$.

En la regresión lineal múltiple, se tuvieron en cuenta la longitud de entrepierna y la flexión de rodilla como variables independientes para predecir la altura del sillín ($R^2=0.937$, $p < 0.001$) (Ecuación 1)

$$HS = 22.1 + (0.896 \cdot LE) - (0.15 \cdot AR).$$

Dónde HS es la altura del sillín en cm, LE es la longitud de la entrepierna en cm y AR, es el ángulo de rodilla recomendado (debería ser entre 30-40°).

3.4. DISCUSIÓN

El hallazgo más importante del presente estudio fue que las alturas del sillín obtenidas en ciclistas de alto nivel no coinciden cuando se utilizan dos métodos de ajuste del sillín diferentes, como el método estático (medidas antropométricas) y el método dinámico (análisis en 2D). Los ciclistas del Grupo A seleccionaron una altura relativa del sillín del 107.8% ($\pm 0.8\%$). Es decir, que siguiendo las recomendaciones del método estático, podríamos afirmar que los ciclistas escogieron una altura del sillín óptima (R. J. Gregor, et al., 1991). En cambio, cuando se analizó la flexión de rodilla durante el pedaleo (método dinámico), el 50% de los ciclistas pedaleaban con una flexión de rodilla excesiva, sobrepasando el límite de los 40°, medida con la biela en el punto muerto inferior. En el Grupo B, se encontraron resultados diferentes, solamente un 7.7% de los ciclistas excedieron los límites dinámicos. En línea con estos resultados, el grupo de Peveler demostró que cuando los ciclistas colocaban el sillín al 109% de la longitud de la entrepierna quedaban fuera del rango recomendado para mejorar la economía de pedaleo (ángulo de flexión de rodilla en estático de 25-35°) (W. W. Peveler, 2008; W. W. Peveler & Green, 2011).

Con el objetivo de solventar las discrepancias encontradas, se aplicó una regresión lineal múltiple. Se predijo la altura del sillín ($R^2=0.937$ y $p < 0.001$) teniendo en cuenta la longitud de la entrepierna (método estático) y la flexión de rodilla (evaluación dinámica). Si se reemplazan en la ecuación propuesta los

valores recomendados por el método dinámico, es decir, un ángulo de flexión de rodilla entre 30-40° y se utiliza la longitud de entrepierna media de la muestra estudiada (93.9 ± 3.1 cm), se obtiene un rango de altura del sillín entre 108.6% y 110.4% de la longitud de entrepierna.

El rango de altura relativa del sillín recomendado en el presente estudio, es mayor que los límites aconsejados por otros autores donde los ciclistas utilizaban pedales con rastrales (Hamley & Thomas, 1967; Nordeen-Snyder, 1977). En la presente investigación, así como en el ciclismo moderno, los ciclistas pedalearon con pedales automáticos. Probablemente, comparado con los pedales con rastrales, los pedales automáticos provocaron un incremento en la flexión de la rodilla y se necesitó una altura de sillín mayor. Este hecho es importante, ya que se debe tener en cuenta que probablemente la mayoría de ecuaciones relativas a la predicción de una óptima altura de sillín a partir de la longitud de la entrepierna provienen de estudios donde se utilizaron los pedales con rastrales (Belluye & Cid, 2001; Hamley & Thomas, 1967; Nordeen-Snyder, 1977) en vez de pedales automáticos (realizados sobre el 1990). Futuros estudios deberían confirmar esta hipótesis, comparando los ángulos de flexión de rodilla pedaleando con ambos tipos de pedales.

Cuando se examinaron los resultados cinemáticos de ambos grupos A y B, se observó cómo una altura relativa de sillín menor causó un incremento de la flexión de rodilla y de la flexión de cadera medido con la biela en el punto muerto inferior del ciclo de pedaleo. Estos resultados confirman las sugerencias de otros autores (R. Bini, et al., 2010; R. J. Gregor & Conconi, 2000; Nordeen-Snyder, 1977) a propósito de la influencia de los cambios de altura del sillín sobre la cadera y la rodilla. Contrariamente a otros estudios, la altura del sillín no tuvo influencia alguna en la cinemática del tobillo (R. Bini, et al., 2011; Nordeen-Snyder, 1977). Nordeen-Snyder detalló que la flexión-plantar en el punto muerto inferior incrementó un 8% con el incremento de la altura del sillín (Nordeen-Snyder, 1977). Probablemente las variaciones encontradas en ese estudio son debidas a los grandes cambios realizados en la altura del sillín, del 107.1% hasta el 112% de la longitud de la entrepierna. En la presente

investigación, no se encontró esta relación, posiblemente debido a la falta de ciclistas que seleccionaran una altura de sillín por encima del 112% de la entrepierna.

Otro de los objetivos de este estudio fue determinar si la flexibilidad de los isquiotibiales podría afectar a la altura del sillín seleccionada por ciclistas de alto nivel. Se llevó a cabo el test de extensión pasiva de rodilla para evaluar la flexibilidad de los isquiotibiales de los ciclistas participantes en el estudio. Bandy e Irion determinaron que en esta prueba, se podía considerar que una flexibilidad limitada de los isquiotibiales sea asociada con un ángulo de flexión de rodilla mayor de 30°, siempre manteniendo la cadera a 90° (Bandy, et al., 1997). Teniendo en cuenta esta consideración, ambos grupos de estudio presentaron una flexibilidad limitada de los isquiotibiales, ya que el Grupo A llegó a un valor medio de $41.3^\circ \pm 4^\circ$ y el grupo B presentó un resultado de $36.5^\circ \pm 7.4^\circ$. Considerando que la flexibilidad limitada de los isquiotibiales se ha relacionado con una mayor flexión de rodilla (van Zyl, et al., 2001) y que los ciclistas con menor flexibilidad tendieron a seleccionar una posición más baja del sillín, ($p = 0.08$), sería recomendable que futuros estudios con una mayor muestra de sujetos determinaran si la falta de flexibilidad de los isquiotibiales realmente tiene una influencia en la posición del ciclista y la configuración de la bicicleta.

3.5.- CONCLUSIONES Y APLICACIONES PRÁCTICAS

En conclusión, el presente estudio indica que el método estático basado en medidas antropométricas (106-109%) no asegura un óptimo ángulo de flexión de rodilla durante el pedaleo (30-40°) en ciclistas de alto nivel. Probablemente, esta discrepancia es debida a que la mayoría de estudios que predicen la altura relativa del sillín a partir de la longitud de la entrepierna se realizaron bastante tiempo atrás (sobre los años 90), cuando se utilizaban mayoritariamente los pedales con rastrales. Futuros estudios deberían comparar los ángulos de

flexión de rodilla cuando se pedalea con rastrales y con pedales automáticos. Otro factor a tener en cuenta, es la influencia de la flexibilidad de los isquiotibiales en esta relación entre la altura relativa de sillín y el ángulo de flexión de rodilla durante el pedaleo. Sin embargo, estudios posteriores deberían confirmar esta hipótesis llevando a cabo un estudio con una muestra mayor.

En este artículo se propone una ecuación novedosa ($HS = 22.1 + (0.896 \cdot LE) - (0.15 \cdot AR)$) que relaciona la longitud de la entrepierna (LE) con el ángulo de flexión de rodilla (AR) durante el pedaleo para ajustar una altura de sillín óptima (HS) utilizando pedales automáticos. Como resultado de esta ecuación, se propone un rango nuevo para el ajuste óptimo del sillín, del 108.6% al 110.4% de la longitud de la entrepierna. Además, se sugiere que los cambios de altura del sillín se realicen en pequeños incrementos, progresivamente, sobre todo en aquellos ciclistas con deficiente flexibilidad en los isquiotibiales, ya que estudios previos han demostrado que los cambios de altura del sillín modifican tanto el rango de movimiento como el trabajo mecánico realizado por la extremidad inferior. Por último, recomendamos que los entrenadores, además de utilizar las medidas antropométricas, utilicen un análisis cinemático de la extremidad inferior para optimizar la eficiencia de pedaleo.

4.- SEGUNDO ESTUDIO

Diferencias entre métodos de configuración de la altura óptima del sillín en el ciclismo de ruta:

Goniometría estática versus dinámica



4.1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

Una configuración óptima de la bicicleta, adaptada a las características antropométricas del ciclista, mejora la eficiencia energética de pedaleo en esfuerzos submáximos (Mats O. Ericson, et al., 1988; Ferrer-Roca, Bescos, et al., 2014; Leirdal & Ettema, 2011a; Nordeen-Snyder, 1977; W. W. Peveler, 2008; W. W. Peveler & Green, 2011; Price & Donne, 1997). La posición del sillín, la longitud de la biela y la posición longitudinal del pie en el pedal son factores clave en la cadena cinética de la pedalada, y por tanto pueden contribuir significativamente a modificaciones de la eficiencia de pedaleo (E. W. Faria, Parker, & Fria, 2005; Gonzalez & Hull, 1989). Hasta el momento, se han propuesto diferentes métodos para configurar la altura del sillín en el ciclismo de ruta. Tradicionalmente, los métodos estáticos, como el ajuste antropométrico (R. Bini, et al., 2011; Mats O. Ericson, et al., 1988; Ferrer-Roca, Bescos, et al., 2014; Ferrer-Roca, et al., 2012; Hamley & Thomas, 1967; Nordeen-Snyder, 1977; W. W. Peveler, 2008; Price & Donne, 1997; Rankin & Neptune, 2010) o la goniometría estática (R. Bini, et al., 2011; Holmes, Pruitt, & Whalen, 1994; W. W. Peveler, 2008; W. W. Peveler & Green, 2011), han sido utilizados para determinar estas medidas. La incorporación de nuevas tecnologías ha permitido desarrollar otros métodos dinámicos, basados en el análisis cinemático 2D o 3D de la rodilla durante el pedaleo (Ferrer-Roca, et al., 2012; Garcia-Lopez, et al., 2009; W. W. Peveler, et al., 2012). El establecimiento de un ángulo de trabajo de la articulación de la rodilla se basa en la optimización de la longitud muscular y el brazo de palanca, los cuales varían con el cambio de altura del sillín (R. Bini, et al., 2011).

En los últimos años se ha generado un debate en relación a cuál es el mejor método para ajustar el sillín correctamente para mejorar la eficiencia energética y/o reducir el riesgo de lesión (R. Bini, et al., 2011; Ferrer-Roca, Bescos, et al., 2014; Ferrer-Roca, et al., 2012; W. W. Peveler & Green, 2011; W. W. Peveler, et al., 2012). Con el objetivo de mejorar el método antropométrico, diversos autores recomiendan el método de goniometría estática, en el cual, colocando

al ciclista con la biela en el punto muerto inferior, y con el pedal plano, debe obtenerse un valor de 25-35° de flexión de rodilla (R. Bini, et al., 2011; R. R. Bini, 2012; Holmes, et al., 1993, 1994; W. W. Peveler, 2008). Estudios recientes sugieren que se obtiene una mejor eficiencia aeróbica en ciclistas bien entrenados utilizando estas referencias (W. W. Peveler, 2008; W. W. Peveler & Green, 2011). Por otra parte, también se ha recomendado el uso de un análisis fotogramétrico de alta velocidad en 2D mientras el ciclista pedalea (goniometría dinámica), ya que sus resultados son muy parecidos a los obtenidos en 3D, y el coste y la tecnología necesarios son mucho más asequibles (Fonda, et al., 2014; Umberger & Martin, 2001). Utilizando este método se ha propuesto que la altura óptima de sillín debe permitir un ángulo de 30-40° de flexión de rodilla (Ferrer-Roca, et al., 2012; Garcia-Lopez, et al., 2009).

Hasta donde sabemos, sólo cuatro estudios experimentales han comparado los resultados de los métodos goniometría estática y dinámica (R. R. Bini, 2012; Farrell, et al., 2003; Fonda, et al., 2014; W. W. Peveler, et al., 2012). Las principales conclusiones muestran que la goniometría estática subestima la flexión de rodilla, posiblemente debido a la basculación de la pelvis (Farrell, et al., 2003) o a un incremento en la flexión plantar del tobillo (W. W. Peveler, et al., 2012) que se produce durante el pedaleo comparado con el análisis dinámico. Además, se ha advertido de la falta de fiabilidad y validez del uso del goniómetro en el método estático, encontrando diferencias no constantes al compararlo con el uso de fotogrametría 2D (W. W. Peveler, et al., 2012). Esto podría deberse al uso de goniómetros con una longitud de brazos insuficiente para definir correctamente el centro articular de la cadera y el tobillo (W. W. Peveler, et al., 2012). Los cuatro trabajos mencionados toman como referencia las posiciones del sillín establecidas mediante el método de goniometría estática, para posteriormente, comparar los resultados con el método dinámico. Sólo uno de ellos analizó la posible influencia de la altura relativa del sillín en la diferencia entre ambos métodos, pero evaluando únicamente la articulación de la rodilla (Fonda, et al., 2014). Otro de estos estudios analizó

simultáneamente el comportamiento de la rodilla y el tobillo, pero lo hizo en una única altura del sillín (W. W. Peveler, et al., 2012).

Por tanto, el objetivo general del presente trabajo es comparar los métodos de goniometría estática y dinámica utilizados habitualmente para ajustar la altura del sillín en ciclismo de ruta. Específicamente se pretende analizar si las diferencias entre ambos métodos dependen de la altura relativa del sillín, teniendo en cuenta las tres principales articulaciones implicadas en el pedaleo (rodilla, cadera y tobillo).

4.2. MÉTODOS

Enfoque experimental

Se realizó un estudio transversal con el objetivo de determinar el efecto de pequeñas modificaciones en la altura del sillín en las diferencias entre los métodos de goniometría estática y dinámica utilizados habitualmente para configurar una altura óptima del sillín en ciclismo de ruta. Los ciclistas acudieron al laboratorio en dos ocasiones, con el intervalo de una semana. En la primera visita, los sujetos realizaron un test incremental hasta la fatiga para determinar su máxima capacidad aeróbica (consumo máximo de oxígeno, VO_{2max}) y se tomaron sus medidas antropométricas, así como las de sus propias bicicletas. En la segunda visita, los ciclistas realizaron un test submáximo con tres alturas de sillín (su preferida, 2% más alta y 2% más baja), ordenadas aleatoriamente y separadas con un descanso de 6 minutos para evitar la influencia de la fatiga o el aprendizaje. En cada altura del sillín, se midió la flexión de las articulaciones de la extremidad inferior según los métodos de goniometría estática y goniometría dinámica. Con el objetivo de analizar el efecto de pequeños cambios en la altura del sillín y de la utilización de ambos métodos sobre los ángulos de la extremidad inferior se utilizó un Análisis de la Varianza (ANOVA) de medidas repetidas.

Sujetos

Trece ciclistas bien entrenados participaron voluntariamente en el estudio (edad 32.6 ± 5.6 años; peso 72.5 ± 9.3 kg; talla 1.76 ± 0.05 m; IMC 23.4 ± 2.0 $\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}$; $\text{VO}_{2\text{max}}$ 59.0 ± 6.5 $\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$; potencia en el $\text{VO}_{2\text{max}}$ 378 ± 29 W; frecuencia cardíaca máxima 180 ± 11 ppm; umbral ventilatorio 85.3 ± 7.5 % del $\text{VO}_{2\text{max}}$). Todos ellos eran ciclistas o triatletas de competición (experiencia competitiva 8 ± 5 años; volumen de entrenamiento 15.7 ± 5.0 horas semanales) y en ningún caso manifestaron tener problemas de salud en el momento del estudio. Los sujetos fueron informados de los procedimientos, métodos, beneficios y posibles riesgos en relación al estudio antes de firmar el consentimiento informado. El protocolo de estudio fue aprobado por el comité de ética de la “Secretaria General de l’Esport de Catalunya” y se respetaron los requerimientos de la declaración de Helsinki.

Procedimiento

Los ciclistas acudieron al laboratorio a la misma hora (± 1 h) del día en dos ocasiones, con un intervalo de una semana, bajo las mismas condiciones ambientales ($21\text{--}23^\circ\text{C}$, 60-65% de humedad relativa) y sin haber realizado esfuerzo intenso durante las 24 h previas. En la primera visita, realizaron un test incremental, y se tomaron sus medidas antropométricas y las medidas de sus bicicletas. En la segunda visita, realizaron un test submáximo al 65% de la potencia en el $\text{VO}_{2\text{max}}$ con tres alturas de sillín distintas 1) la adoptada habitualmente por ellos mismos en sus bicicletas, 2) 2% más alta y 3) 2% más baja), utilizando los métodos de goniometría estática y dinámica para el cálculo de los ángulos de flexión de cadera, rodilla y tobillo en cada una de las alturas del sillín.

A diferencia de otros estudios previos donde la goniometría estática se registró con un goniómetro y la dinámica mediante un sistema de fotogrametría

2D o 3D (R. R. Bini, 2012; Farrell, et al., 2003; Fonda, et al., 2014; W. W. Peveler, et al., 2012), en el presente trabajo la goniometría estática y dinámica se analizaron utilizando el mismo sistema de fotogrametría (Peak Motus, Version 9.2.0; Vicon Motion System; Centennial, USA). Esto permitió centrarse únicamente en el método (estático *vs* dinámico) de la técnica de análisis (goniómetro *vs* fotogrametría). Para ello, una cámara de video digital IEEE 1394 (Basler A602fc; Basler AG; Ahrensburg, Germany) y un foco se posicionaron a 6 m de distancia de la bicicleta y perpendiculares al plano sagital. Se calibró en ambos ejes, horizontal y vertical, debido a la relación de aspecto 4:3 de las películas capturadas (Bezodis, Salo, & Trewartha, 2010), utilizando un objeto de 1x1 m colocado en el plano de filmación. Se fijaron cuatro marcadores reflectantes de 15 mm de diámetro sobre los puntos de referencia anatómicos de la extremidad inferior izquierda (1) trocánter mayor, 2) centro del cóndilo femoral lateral, 3) centro del maléolo lateral y 4) la porción lateral de la articulación metatarso-falángica del 5º dedo) (Ferrer-Roca, et al., 2012), asumiendo simetría entre las extremidades izquierda y derecha (Heil, et al., 1997). Además, el segmento biela quedó delimitado por 2 marcadores de 10 mm colocados en los ejes de rotación del pedal y de la biela.

El consumo de oxígeno (VO_2), ventilación (V_E), producción de dióxido de carbono (VCO_2) y cociente respiratorio (RER) fueron valorados respiración a respiración mediante un analizador de gases computarizado (Jaeger Oxycon Mobile, Germany). Antes de realizar cada prueba se midieron las condiciones ambientales, y el analizador de gases y el medidor de flujo respiratorio se calibraron, siguiendo las instrucciones del fabricante, usando una mezcla de gases de alta precisión ($15\% \pm 0.001\% O_2$ y $6\% \pm 0.001\% CO_2$; Abelló Linde S.A; Barcelona, Spain) y una jeringa de 3.0 litros (Cosmed srl; Roma, Italia), respectivamente. Las medidas de las bicicletas de los ciclistas fueron exactamente replicadas en un ergómetro de freno electromagnético (SRM, Schoberer Rad Messtechnik, Julich, Germany) antes de realizar los tests incremental y submáximo. La potencia, la frecuencia cardíaca y la cadencia de pedaleo fueron controladas durante todo el test (Edwards, Jobson, George, Day, & Nevill, 2009) y el cicloergómetro fue calibrado antes de cada prueba

siguiendo las recomendaciones del fabricante (*offset* de la pendiente del medidor de potencia).

Medidas antropométricas y de la bicicleta: Se utilizaron una cinta antropométrica (Holtain LTD; Crymych, UK) y un antropómetro (Harpenden, CMS instruments, London, UK) para medir las bicicletas (altura y retroceso del sillín, longitud de la biela y posición del manillar) y las dimensiones antropométricas (altura trocantérea y altura de entrepierna). Todas las mediciones se realizaron siguiendo la misma metodología que en un estudio previo (Ferrer-Roca, Bescos, et al., 2014).

Test Incremental. Antes de comenzar el test los ciclistas realizaron un calentamiento de 15 min a una potencia de 100 W. Después de un descanso de 5 min, realizaron un test progresivo máximo hasta el agotamiento para determinar el VO_{2max} , la potencia en el VO_{2max} , el umbral ventilatorio y el punto de compensación respiratorio. El test comenzó a una intensidad de 50 W incrementándose 25 W cada minuto hasta el agotamiento. La cadencia de pedaleo fue escogida libremente durante el test manteniéndose entre 70 y 100 rpm. El test se dio por finalizado cuando una o más de estas variables sucedieron: 1) El sujeto no fue capaz de mantener la intensidad del ejercicio o 2) no se pudo mantener por lo menos una cadencia mínima de 70 rpm; o 3) el VO_2 no incrementaba más de un 5% a pesar del incremento en la intensidad al final de la prueba (Lucia, Hoyos, & Chicharro, 2000). Se determinó el VO_{2max} como la media del VO_2 medido durante los últimos 60 s de ejercicio (Balmer, Bird, Davison, et al., 2008). La potencia en el VO_{2max} y la frecuencia cardíaca máxima correspondieron a los máximos valores obtenidos al finalizar el test. Con el objetivo de determinar el umbral ventilatorio y el punto de compensación respiratorio, se calculó la media de los datos en intervalos de 30 segundos y se analizaron por dos revisores independientes, de acuerdo con los métodos descritos por Wasserman et al. (Wasserman, Hansen, Sue, Stringer, & Whipp, 2004)

Test submáximo. Los ciclistas realizaron un calentamiento de 15 min al 50% del VO_{2max} . Después de 5 min de descanso, realizaron 3 series de 6 min al 65% de la potencia en el VO_{2max} (~70-75% del VO_{2max}), con la altura de sillín preferida, alta (+ 2%) y baja (- 2%), respetivamente. El orden de estas tres posiciones del sillín fue aleatorizado (Leirdal & Ettema, 2011b) para evitar efectos producidos por la fatiga, el aprendizaje o la deriva de gasto energético. Las tres series fueron separadas por un periodo 6 min de recuperación entre cada una de ellas, durante el cual se cambió la posición del sillín y del manillar (se subió y bajó la misma altura que el sillín, para evitar efectos en el gasto energético). Los participantes recibieron información continuamente sobre la cadencia de pedaleo y se les pidió que la mantuvieran sobre las 90 rpm.

Goniometría estática y dinámica. En la goniometría estática, los sujetos fueron grabados durante 5 s manteniendo la biela izquierda colocada en el punto más bajo del ciclo de pedaleo (a las 6 en punto) y el pedal horizontal, paralelo al suelo (W. W. Peveler, et al., 2012). En la goniometría dinámica, se capturó a los ciclistas a una frecuencia de registro de 200 Hz con una resolución de 428 x 322 píxeles durante 10 segundos en los últimos 2 min de cada serie del test submáximo. Se realizó un seguimiento automático de los marcadores para obtener sus coordenadas bidimensionales, que fueron filtradas mediante un filtro digital Butterworth de cuarto orden, con una frecuencia de corte de entre 3 a 6 Hz, determinada individualmente para cada posición y para cada marcador (Umberger & Martin, 2001). Se estableció un modelo mecánico 2D de cuatro segmentos: 1) muslo, 2) pierna, 3) pie y 4) biela y se utilizó la misma convención en el cálculo angular para ambos métodos. El ángulo de cadera quedó definido por la posición del segmento muslo respecto a la vertical. El ángulo de la rodilla se estableció como la posición del segmento pierna respecto al muslo, considerando 0 grados la posición anatómica, y existiendo por lo tanto solamente movimiento de flexión (Nordeen-Snyder, 1977). En el caso del tobillo, se estableció la posición del pie respecto a la horizontal (W. W. Peveler, et al., 2012).

Análisis estadístico

El análisis estadístico fue realizado mediante el software SPSS para Windows versión 15.0 (Chicago, IL, USA). Se calcularon los estadísticos descriptivos principales (media, desviación estándar y rango) para las medidas de la bicicleta, las variables antropométricas y las variables fisiológicas obtenidas durante el test incremental. Se utilizó el test de Shapiro-Wilk para evaluar la normalidad de las variables analizadas. Se llevó a cabo un análisis de la varianza (ANOVA) de medidas repetidas de dos vías para analizar el efecto sobre la cinemática de la extremidad inferior de dos factores (altura del sillín y método de medición). Las comparaciones por pares a posteriori se realizaron según el método de Bonferroni. Se calculó el valor de η^2 (η^2 , índice del tamaño del efecto) con el objetivo de medir la interacción y el efecto específico de ambos factores (altura del sillín y método de medición) en la variación de la cinemática de la extremidad inferior. Los siguientes valores determinaron respectivamente si el tamaño del efecto era pequeño, medio o grande: 0.01, 0.06, y 0.14 (Stevens, 1996). Se calculó el índice de correlación intraclass (ICC 3.1) para valorar el grado de consistencia y de concordancia absoluta entre el método de goniometría estática y goniometría dinámica. El nivel de significancia estadística se fijó en 0.05.

4.3. RESULTADOS

En la Tabla 1 se muestran los ángulos de las articulaciones de la extremidad inferior en las tres posiciones de sillín analizadas. Al comparar las posiciones alta (+ 2%) y baja del sillín (-2 %) se observó un incremento de la extensión de rodilla con el método estático y dinámico (~11 y 7°, respectivamente) y un incremento de la extensión de cadera (~7 y 5°, respectivamente). Además, se observó un incremento de la flexión plantar con el método dinámico, pero no con el estático (~6 y 0°, respectivamente). Al comparar ambos métodos (goniometría estática *vs* dinámica) se observó un efecto significativo de los

mismos en los ángulos registrados ($F= 171$ y $p<0.001$). La flexión de rodilla ($\sim 10^\circ$, $F= 98$ y $p<0.001$), flexión plantar de tobillo ($\sim 10^\circ$, $F= 70$ y $p<0.001$) y la flexión de cadera ($\sim 5^\circ$, $F= 68$ y $p<0.001$) fueron mayores con el método dinámico que con el estático.

Tabla 4.1.- Ángulos de flexión de las articulaciones de las extremidad inferior (rodilla, tobillo y cadera) en la valoración goniométrica estática y dinámica (biela a “las 6 en punto”) en las tres posiciones de sillín seleccionadas (preferida, alta y baja).

		ESTÁTICO	DINÁMICO
RODILLA	BAJA	30.6 ± 7.0†	39.0 ± 6.2#†
	PREFERIDA	26.0 ± 7.2	35.2 ± 6.5#
	ALTA	19.4 ± 6.0†‡	32.0 ± 5.4#†‡
TOBILLO*	BAJA	26.9 ± 2.6	34.4 ± 6.5#†
	PREFERIDA	27.0 ± 3.1	37.2 ± 5.8#
	ALTA	27.1 ± 3.4	40.3 ± 4.4#‡
CADERA	BAJA	23.3 ± 5.5†	27.3 ± 4.3#†
	PREFERIDA	19.9 ± 4.5	25.2 ± 4.0#
	ALTA	16.7 ± 3.8†‡	23.6 ± 3.1#†‡

* Flexión plantar del tobillo. Diferencias significativas entre las posiciones de sillín baja y alta (‡); con la posición de sillín preferida (†); entre los métodos de goniometría estática y dinámica (#)

La Figura 1 muestra que a medida que se incrementó la altura del sillín, las diferencias entre los métodos estático y dinámico aumentaron ($F= 14$ y $p<0.001$), siendo mayores en las articulaciones de la rodilla ($F= 5$ y $p<0.01$) y el tobillo ($F= 6$ y $p<0.01$) que en la cadera ($F= 3$ y $p= 0.07$). El test de η^2 mostró que tanto el método utilizado como la altura del sillín tuvieron influencia ($p<0.05$) en los ángulos de flexión, siendo mayor el efecto del método que el de la altura del sillín tanto en la rodilla ($\eta^2= 0.44$ y 0.27 , respectivamente) como en la cadera ($\eta^2= 0.53$ y 0.29 , respectivamente) y el tobillo ($\eta^2= 0.70$ y 0.04 , respectivamente).

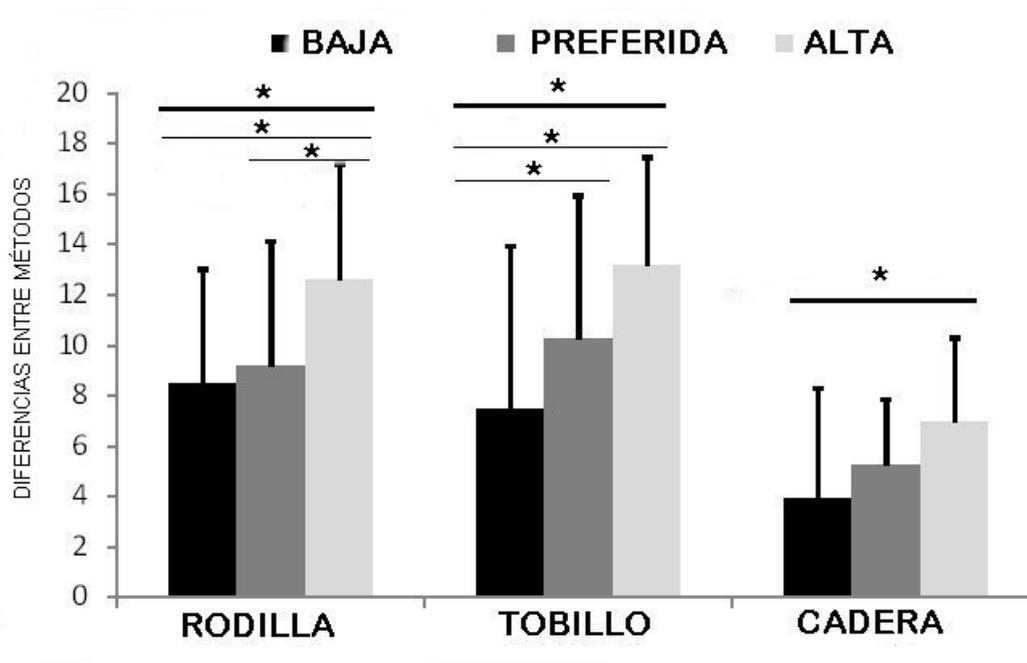


Figura 4.1.- Diferencias significativas entre métodos estático y dinámico (*) en el ángulo de flexión de las articulaciones de la extremidad inferior (rodilla, tobillo y cadera), en función de la altura del sillín (preferida, alta y baja).

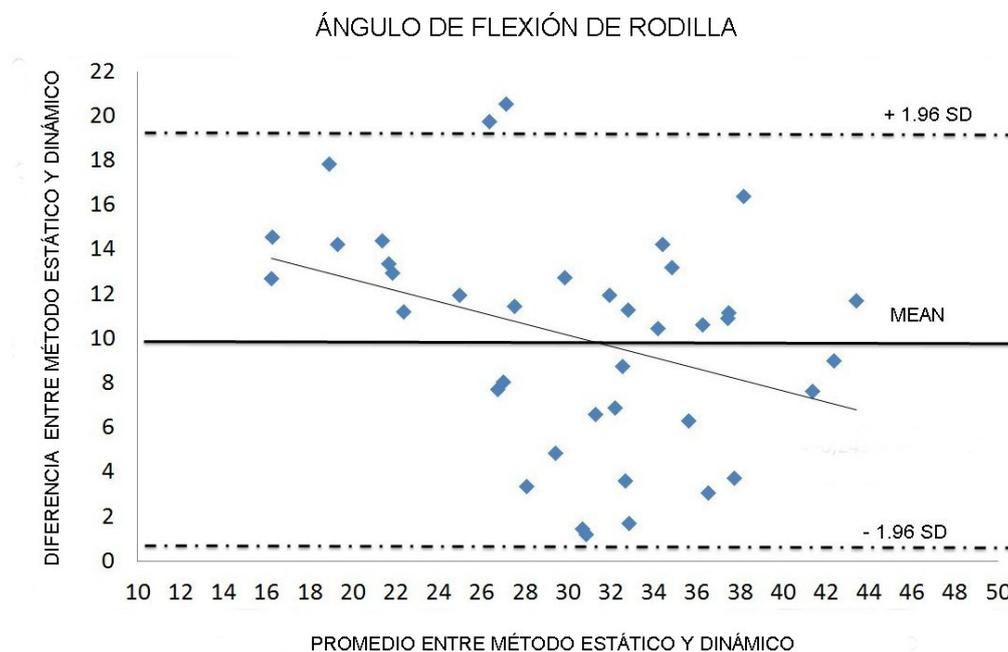


Figura 4.2.- Gráfico de Bland y Altman del método dinámico vs estático. Las diferencias entre métodos estático y dinámico en el ángulo de flexión de rodilla está representada por la línea sólida y los límites de concordancia del 95% (± 1.96 veces la desviación estándar) por la línea discontinua.

Se observó una alta consistencia ($p < 0.05$) entre la medición estática y dinámica de la cadera y la rodilla ($R = 0.80$ y 0.70 , respectivamente), pero no en el caso del tobillo ($R = 0.23$ y $p = 0.07$). Sin embargo, la Figura 2 muestra una tendencia al incremento de las diferencias entre la goniometría estática y dinámica cuanto menor es la flexión de rodilla (mayor es la altura del sillín). De hecho, el índice de correlación intraclase mostró una concordancia absoluta moderada entre ambos métodos para la flexión de rodilla y cadera ($ICC_{3,1} = 0.40$ y 0.41 , respectivamente).

4.4. DISCUSIÓN

Los principales resultados de este estudio muestran que las diferencias entre el método de goniometría estática y dinámica descritas en estudios previos (R. Bini, 2012; Fonda, et al., 2014; W. W. Peveler, et al., 2012) son dependientes de la altura relativa del sillín (Figura 1), fundamentalmente en las articulaciones de la rodilla y el tobillo. Sólo un trabajo anterior ha analizado las diferencias entre ambos métodos teniendo en cuenta la altura del sillín, pero valorando únicamente la articulación de la rodilla (Fonda, et al., 2014). En el presente trabajo se demuestra que, al aumentar la altura del sillín se incrementó la extensión de la rodilla y de la cadera en ambos métodos, mientras que la flexión plantar de tobillo sólo aumentó en el método dinámico.

En este estudio, observamos que el incremento de la distancia entre el sillín y el pedal subestimaba la flexión de rodilla (entre un 27% y un 62%) cuando se analizaba mediante la goniometría estática. Estas diferencias concuerdan con las halladas recientemente en otra investigación, donde a medida que se reducía la flexión de rodilla en estático se observaba un aumento de las diferencias entre métodos (entre un 15% y un 38%) (Fonda, et al., 2014). Quizás, una explicación a estas diferencias entre estudios puede ser debida a la mayor altura del sillín utilizada en el presente estudio, alcanzando valores de flexión de rodilla en estático menores que los definidos mediante goniometría

manual por Fonda et al (2014) ($19-31^{\circ}$ vs $25-35^{\circ}$, respectivamente) (Fonda, et al., 2014).

El presente estudio ha demostrado también que el método utilizado (goniometría estática vs dinámica) tuvo un efecto significativo en los ángulos registrados. Por ejemplo, el método estático subestimó entre 9 y 12° la flexión de rodilla en las tres alturas de sillín estudiadas. Estos resultados son compatibles con los obtenidos en estudios previos (subestimación entre 7 y 10°), donde se utilizó el método de goniometría estática manual (R. R. Bini, 2012; Farrell, et al., 2003; Fonda, et al., 2014; W. W. Peveler, et al., 2012). Una de las novedades de nuestro estudio fue demostrar que las diferencias se basan principalmente en la altura relativa del sillín. Por otro lado, las diferencias encontradas al comparar ambos métodos en la flexión plantar del tobillo (entre 7 y 13°) son similares a las observadas en estudios previos (entre 7 y 12°) que sólo analizaron la posición preferida de los ciclistas (W. W. Peveler, et al., 2012). Estas diferencias podrían deberse a la necesidad de orientar mejor el pedal para aplicar más fuerza efectiva sobre la biela (R. Bini, et al., 2010; Candotti, et al., 2007), y como en el caso de la rodilla, son dependientes de la altura relativa del sillín. Además, este es el primer estudio que presenta las diferencias de flexión de cadera entre ambos métodos observando, al igual que en el resto de articulaciones, cómo la goniometría estática subestima la flexión articular entre 4 y 7° .

Utilizando el mismo sistema de análisis 2D, la flexión de rodilla y la flexión de cadera demostraron una alta consistencia entre ambos métodos ($ICC_{(3,1)} = 0.80$, 0.70 , respectivamente), pero en cambio, la concordancia absoluta fue moderada ($ICC_{3,1} = 0.40$ y 0.41 , respectivamente). Estos resultados demuestran que a pesar de que existe una alta correlación entre ambos métodos (consistencia), el valor absoluto de flexión articular obtenido por cada método es significativamente diferente (concordancia). Sólo un estudio previo ha investigado esta cuestión (W. W. Peveler, et al., 2012) mostrando valores similares respecto la flexión de rodilla ($ICC = 0.69$) y valores superiores en la

flexión plantar (ICC= 0.74) (W. W. Peveler, et al., 2012) en comparación con nuestro estudio. Estas diferencias en la acción del tobillo pueden ser debidas a las adaptaciones técnicas individuales de cada ciclista para orientar correctamente el pedal durante el pedaleo (R. Bini, et al., 2010; Candotti, et al., 2007).

Por último, el incremento de altura del sillín aumentó la extensión de cadera, rodilla y tobillo en ~ 4, 7 y 6°, respectivamente. Estudios previos mostraron mayores adaptaciones en la extensión de esta tres articulaciones (~ 5, 20 y 14°, respectivamente) (R. R. Bini, 2012; Rodrigo Rico Bini et al., 2010; Nordeen-Snyder, 1977; Price & Donne, 1997; Sanderson & Amoroso, 2009). Posiblemente, el origen de estas diferencias reside en los mayores cambios de altura del sillín establecidos en los estudios previos (superiores a un 6%), comparado con los realizados en la presente investigación (4%).

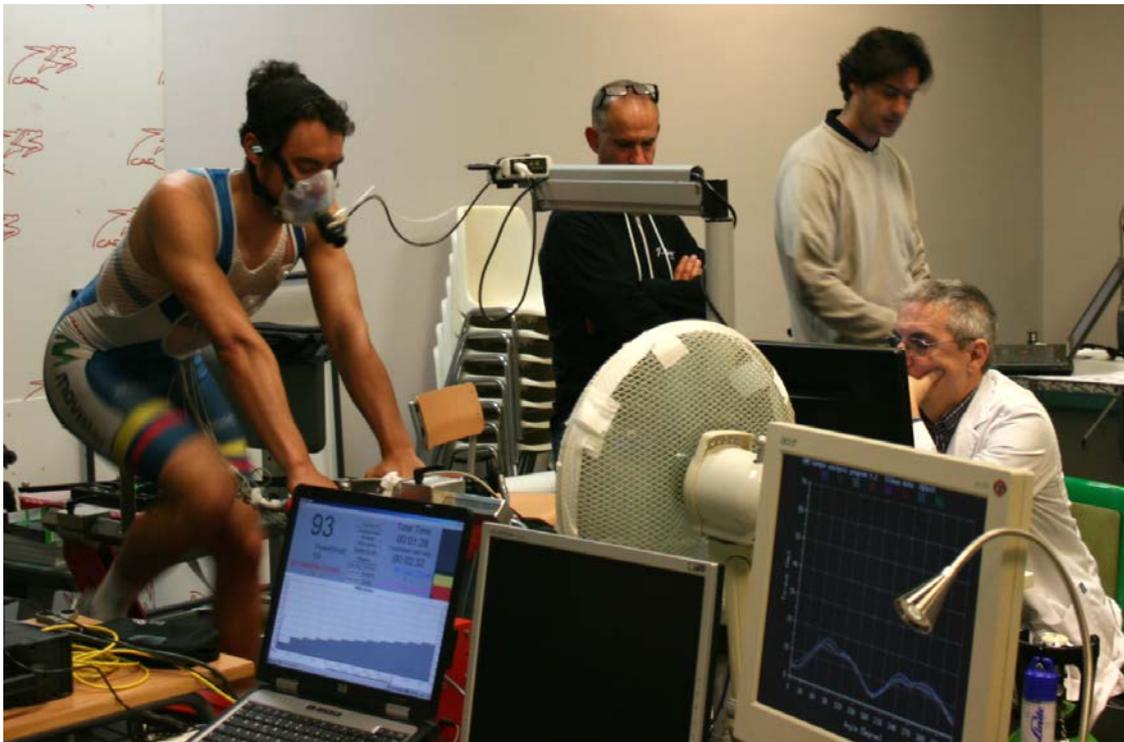
4.5. CONCLUSIONES Y APLICACIÓN PRÁCTICA

El método de goniometría estática es el más utilizado para configurar la altura óptima del sillín debido a su fácil accesibilidad y bajo coste. Sin embargo, se debe tener en cuenta que este método subestima la flexión de rodilla (9-12°), la flexión plantar del tobillo (7-13°) y la flexión de cadera (4-7°). Aunque la goniometría estática se ha utilizado en numerosos artículos científicos como método para normalizar la altura del sillín (R. R. Bini, 2012; R. R. Bini, Hume, & Kilding, 2014; Farrell, et al., 2003; Fonda, et al., 2014; W. W. Peveler, 2008; W. W. Peveler & Green, 2011; Will W. Peveler, et al., 2007; W. W. Peveler, et al., 2012), podría llevar a interpretaciones erróneas sobre el grado de elongación de la musculatura esencial en el pedaleo debido a que las diferencias con la goniometría dinámica son dependientes de la altura del sillín. Este método podría ser utilizado como un primer ajuste en la altura óptima del sillín, pero debería ir seguido de un análisis de goniometría dinámica para garantizar unos ángulos óptimos de trabajo. Recientes estudios sugieren que la goniometría dinámica ofrece resultados más eficaces que los métodos estáticos (Ferrer-

Roca, Bescos, et al., 2014; Fonda, et al., 2014; W. W. Peveler, et al., 2012) permitiendo el análisis del patrón coordinativo articular conjuntamente con otros factores de gran interés como la eficiencia o la cinética de pedaleo. Siguiendo indicaciones de estudios previos (Fonda, et al., 2014), hoy día es posible hacer una valoración de la cinemática 2D del pedaleo con métodos de bajo coste (cámaras de vídeo de alta velocidad y software libre), asegurando así una buena obtención de los ángulos mencionados.

5.- TERCER ESTUDIO

Cambios en la eficiencia de pedaleo y en la cinemática de la extremidad inferior en ciclistas entrenados debidos a pequeñas modificaciones de la altura del sillín



5.1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

Una configuración apropiada de la bicicleta reduce la fuerza de arrastre aerodinámico (García-López, et al., 2008a), mejora la eficiencia de pedaleo (Mats O. Ericson, et al., 1988; Leirdal & Ettema, 2011b; Nordeen-Snyder, 1977; W. W. Peveler, 2008; W. W. Peveler & Green, 2011; Price & Donne, 1997) y probablemente previene las lesiones por sobreuso (R. Bini, et al., 2011). La altura del sillín es uno de los factores más importantes en un ajuste individualizado de la bicicleta. En estudios previos, con el objetivo de mejorar la eficiencia de pedaleo y a su vez, prevenir las lesiones por sobreuso, se ha recomendado una altura del sillín correspondiente a una flexión de rodilla de 25°, valorada mediante goniómetro en estático, con el pedal colocado en el punto muerto inferior del ciclo de pedaleo, (W. W. Peveler, et al., 2012). Asimismo, para ajustar la altura del sillín cuando se pedalea con pedales automáticos, otros autores han recomendado la utilización de medidas antropométricas como el ~109-110% de la longitud de la entrepierna (Ferrer-Roca, et al., 2012) o el ~100-102% de la altura trocanterea (Price & Donne, 1997; Rankin & Neptune, 2010). Sin embargo, para una óptima configuración de la bicicleta, estudios recientes recomiendan utilizar el método dinámico (durante el pedaleo) en lugar de las valoraciones estáticas (Ferrer-Roca, et al., 2012; W. W. Peveler, et al., 2012). Estos autores sugieren que la altura del sillín óptima corresponde a aquella en la que se obtiene unos 30-40° de flexión de rodilla durante el pedaleo, con la biela en el punto muerto inferior, paralela al tubo vertical del sillín.

Solo dos estudios previos han evaluado los efectos de cambios en la altura del sillín en ciclismo sobre la eficiencia de pedaleo y la cinemática de la extremidad inferior (Nordeen-Snyder, 1977; Price & Donne, 1997). Uno de ellos (n= 10 estudiantes, mujeres) obtuvo la mejor eficiencia de pedaleo con una altura del sillín del 100% de la altura trocanterea, comparando con una altura del 95 y el 105% (Nordeen-Snyder, 1977). Los autores del segundo estudio (n= 14 ciclistas experimentados, hombres) encontraron que la eficiencia de pedaleo

fue mejor en un rango del 96 al 100% de la altura trocanterea, comparado con una altura del 104% (Price & Donne, 1997). Además, este último estudio demostró mayores cambios cinemáticos en las articulaciones de la rodilla y el tobillo, cuando se modificó la altura del sillín. Estos resultados son consistentes con los encontrados en estudios previos dónde se propusieron cambios de altura del sillín del 11% (Mats O. Ericson, et al., 1988), 15% (Sanderson & Amoroso, 2009) y del 6% (R. Bini, et al., 2010).

En el ámbito del ciclismo de alto nivel, se considera que cambios superiores a un 4% de la altura del sillín (e.g. desde 96% a 100% de la altura trocanterea) son demasiado amplios (R. Bini, et al., 2011). Por lo tanto, parece necesario conocer si modificaciones inferiores afectan a la eficiencia del pedaleo y a la cinemática de la extremidad inferior. Además, algunos de los estudios nombrados con anterioridad (Mats O. Ericson, et al., 1988; Nordeen-Snyder, 1977; Price & Donne, 1997) no tuvieron en cuenta la altura del sillín preferida por los ciclistas, dónde, en principio, su técnica de pedaleo podría ser más eficiente (Cavanagh & Williams, 1982). Los ciclistas de alto nivel tiene un patrón de pedaleo estable (A. R. Chapman, Vicenzino, Blanch, & Hodges, 2008) y parece ser que optimizan su consumo de oxígeno cuando utilizan configuraciones de la bicicleta que demandan un patrón cinemático de pedaleo similar al que utilizan de forma habitual (Heil, et al., 1997).

Por lo tanto, el objetivo de este estudio fue evaluar los efectos sobre la eficiencia de pedaleo (eficiencia gruesa) y la cinemática de la extremidad inferior en ciclistas entrenados de pequeños cambios en la altura del sillín. La hipótesis planteada fue que estos cambios podrían causar como respuesta aguda, por un lado, una pérdida de eficiencia y por otro, alteraciones importantes en la cinemática de la extremidad inferior durante el pedaleo.

5.2. MÉTODOS

Estudio Experimental

Los ciclistas acudieron al laboratorio en dos ocasiones con un intervalo de una semana, a la misma hora, en condiciones ambientales similares (21–23°C, 60-65% de humedad relativa) y sin haber realizado ningún entrenamiento intenso 24 h antes. La primera semana, los ciclistas realizaron un test incremental de consumo máximo de oxígeno para establecer la intensidad de la carga del test submáximo. Además, se obtuvieron las características antropométricas de los sujetos y las medidas esenciales de las bicicletas. En la segunda semana, los ciclistas realizaron el test submáximo con el sillín colocado a tres alturas diferentes (preferida, bajo y alto) midiendo la eficiencia gruesa y la cinemática de la extremidad inferior. La altura preferida del sillín era la que habitualmente utilizaba el ciclista, mientras que el sillín bajo y alto diferían de aquella en un 2%. Durante las pruebas realizadas, se controló estrictamente todas las variables mecánicas mediante un ergómetro de freno electromagnético. Asimismo, se obtuvo de forma continuada las diferentes variables fisiológicas mediante un analizador de gases computarizado y las variables biomecánicas mediante un sistema de análisis de vídeo de alta velocidad en dos dimensiones.

Sujetos

Catorce ciclistas entrenados participaron voluntariamente en el presente estudio (edad 32.6 ± 5.6 años; rango de edad 20.2 - 41.5 años; masa 72.5 ± 9.3 kg; talla 1.76 ± 0.05 m; índice de masa corporal 23.4 ± 2.0 kg·m⁻²). Los sujetos participaban habitualmente en competiciones de ciclismo o triatlón y en ningún caso manifestaron tener problemas de salud en el momento del estudio. Tenían una experiencia competitiva de 8 ± 5 años, y un volumen de entrenamiento semanal de 15.7 ± 5.0 horas. En la tabla 1 pueden observarse el resto de las características de la muestra. Los sujetos fueron informados de los

procedimientos, métodos, beneficios y posibles riesgos en relación al estudio antes de firmar el consentimiento informado. El protocolo de estudio fue aprobado por el comité de ética de la “Secretaria General de l’Esport de Catalunya” y se respetaron los requerimientos de la declaración de Helsinki.

Procedimiento

Se controló la potencia, la frecuencia cardíaca y la cadencia de pedaleo por un ergómetro de freno electromagnético (SRM, Schoberer Rad Messtechnik, Julich, Alemania) durante las prueba progresiva máxima y la prueba submáxima (Edwards, et al., 2009). Las medidas de las bicicletas de los ciclistas fueron exactamente replicadas en el ergómetro antes de realizar los tests incremental y submáximo y se calibró siguiendo las recomendaciones del fabricante (Compensación de la pendiente del potenciómetro). Se midió respiración a respiración, el consumo de oxígeno ($\dot{V}O_2$), la ventilación (\dot{V}_E), la producción de dióxido de carbono ($\dot{V}CO_2$) y el cociente respiratorio (RER) mediante un analizador de gases computarizado (Jaeger Oxycon Mobile, Alemania) (Figura 1). Además, antes de realizar cada prueba se midieron las condiciones ambientales, y el analizador de gases y el medidor de flujo respiratorio fueron calibrados, siguiendo las instrucciones del fabricante, usando una mezcla de gases de alta precisión ($15\% \pm 0.001\% O_2$ y $6\% \pm 0.001\% CO_2$; Abelló Linde S.A; Barcelona, Spain) y una jeringa de 3.0 litros (Cosmed srl; Roma, Italia).

Medidas antropométricas y de la bicicleta. El mismo investigador midió las características de la bicicleta (altura del sillín, retroceso del sillín, longitud de la biela, y posición del manillar) y las medidas antropométricas (altura trocanterea y longitud de la entrepierna) mediante una cinta antropométrica (Holtain LTD; Crymych, Reino Unido) y un antropómetro Harpenden (CMS instruments, London, Reino Unido). Se consideró la altura trocanterea como la longitud desde el suelo hasta la superficie ósea más prominente del trocánter mayor (R. Bini, et al., 2011). La longitud de la entre pierna fue la distancia desde el suelo

(descalzo) hasta el pubis (de Vey Mestdagh, 1998). La altura del sillín se midió desde el centro del eje de bielas hasta la parte superior del sillín, siguiendo el tubo vertical (Korff, Fletcher, Brown, & Romer, 2011). El retroceso del sillín fue la distancia horizontal entre el eje de bielas y la punta del sillín. La longitud de la biela es la distancia desde el eje de bielas y el eje del pedal (Korff, et al., 2011) y normalmente va indicado por el fabricante. La posición del manillar fue determinada verticalmente, por la distancia entre la parte superior del sillín y la parte media del manillar y horizontalmente, por la distancia entre el centro del sillín y el centro del manillar (Korff, et al., 2011). Con el objetivo de obtener la altura relativa del sillín, expresada en porcentaje (R. J. Gregor, et al., 1991; Price & Donne, 1997), la suma de la longitud de la biela y la altura del sillín fue dividida por la longitud de la entrepierna (Ferrer-Roca, et al., 2012; Hamley & Thomas, 1967; W. W. Peveler, 2008; W. W. Peveler & Green, 2011) y la altura trocanterea (Nordeen-Snyder, 1977; Price & Donne, 1997; Sanderson & Amoroso, 2009).

Test incremental. La configuración preferida de cada ciclista fue reproducida exactamente en el ergómetro SRM. Los ciclistas llevaron a cabo una prueba continua y máxima hasta el agotamiento. Antes de comenzar el test los ciclistas realizaron un calentamiento de 15 min a una potencia de 100 W. Después de un descanso de 5 min, realizaron un test progresivo máximo hasta el agotamiento para determinar el VO_{2max} , la potencia en el VO_{2max} , el umbral ventilatorio y el punto de compensación respiratorio. El test comenzó a una intensidad de 50 W e incrementándose 25 W cada minuto hasta el agotamiento. La cadencia de pedaleo fue escogida libremente durante el test manteniéndose entre 70 y 100 rpm. El test se dio por finalizado cuando una o más de estas variables sucedieron: 1) El sujeto no fue capaz de mantener la intensidad del ejercicio o 2) cuando no se pudo mantener por lo menos una cadencia mínima de 70 rpm; o 3) cuando se el VO_2 no incrementaba más de un 5% a pesar del incremento en la intensidad al final de la prueba (Lucia, et al., 2000). Se determinó el VO_{2max} como la media del VO_2 medido durante los últimos 60 s de ejercicio (Balmer, Bird, Davison, et al., 2008). La potencia en el VO_{2max} y la frecuencia cardíaca máxima correspondieron a los máximos valores

obtenidos al finalizar el test. Con el objetivo de determinar el umbral ventilatorio y el punto de compensación respiratorio, se calculó la media de los datos en intervalos de 30 segundos y se analizaron por dos revisores independientes, de acuerdo con los métodos descritos por Wasserman et al (Wasserman, et al., 2004).

Test submáximo. Los ciclistas realizaron un calentamiento de 15 min al 50% del VO_{2max} . Después de 5 min de descanso, realizaron 3 series de 6 min al 65% de la potencia en le VO_{2max} (~70-75% del VO_{2max}), con las tres alturas del sillín, la posición preferida, la posición alta (+ 2%) y la posición baja (- 2%). Se escogió esta intensidad de pedaleo porque todos los participantes del estudio mantuvieron un cociente respiratorio por debajo de 1.00 (Rodríguez-Marroyo, García-Lopez, Chamari, et al., 2009), indicando una nula influencia de la contribución anaeróbica. El orden de estas tres posiciones del sillín fue aleatorizado (Leirdal & Ettema, 2011b) para evitar efectos producidos por la fatiga, el aprendizaje o la deriva de gasto energético. Las tres series fueron separadas con 6 min de recuperación entre cada una de ellas, durante la cual se cambió la posición del sillín y del manillar (se subió y bajó la misma altura que el sillín, para evitar efectos en el gasto energético). Los participantes recibieron información continuamente sobre la cadencia de pedaleo y se les pidió que la mantuvieran sobre las 90 rpm.

Durante toda la prueba submáxima, se monitorizaron la frecuencia cardíaca, el VO_2 , el cociente respiratorio y se calculó el promedio de los dos últimos minutos de cada serie (Edwards, et al., 2009). Se consideró la eficiencia gruesa como la relación entre el trabajo realizado (expresado $kcal \cdot min^{-1}$) y la energía gastada ($kcal \cdot min^{-1}$) calculado mediante la fórmula Brouwer (1957) (Brouwer, 1957). Se registró la altura del sillín correspondiente a la mayor y peor eficiencia gruesa. Además, durante los últimos 30 segundos de cada serie, se tomaron muestras de sangre capilar del lóbulo de la oreja (10 μL), para la determinación de la concentración de lactato sanguíneo en un Minifotómetro LP2 Dr. Lange (Dr. Bruno Lange GmbH; Berlin, Alemania). Así mismo, los sujetos valoraron mediante la escala de Borg su percepción subjetiva del

esfuerzo realizado (RPE) (Borg, 1982) al finalizar cada una de las series. Esta prueba consiste en una escala de 15 puntos, con una puntuación de 6 a 20 que evalúa el nivel del esfuerzo percibido.

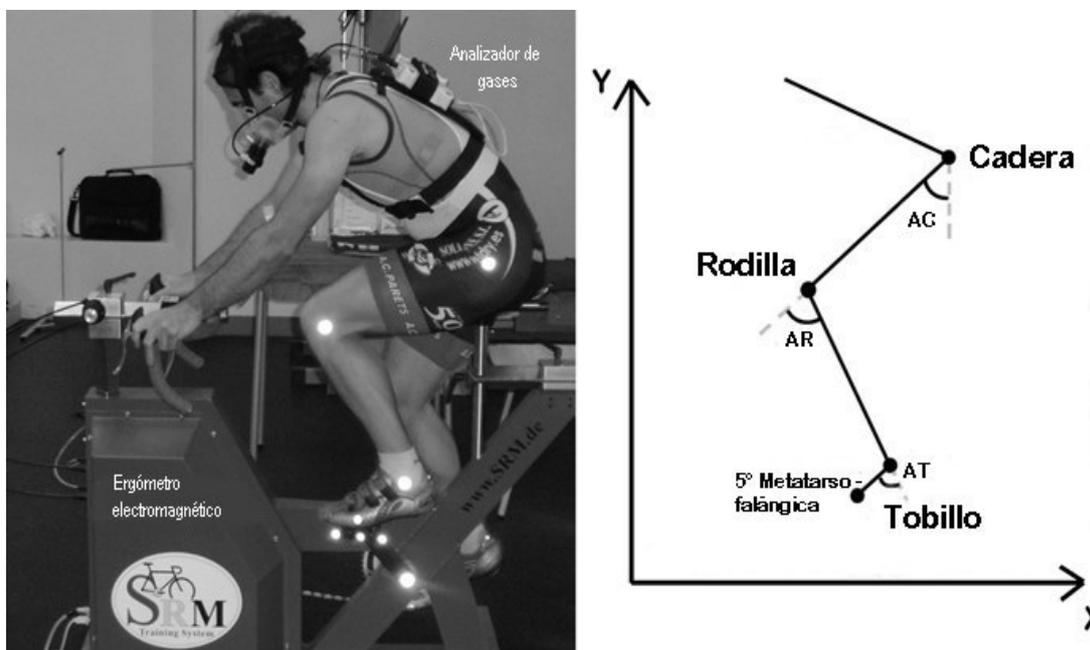


Figura 5.1. Material utilizado, posición del ciclista y posición de los marcadores reflectantes durante el procedimiento experimental (izquierda). Convención utilizada para especificar el desplazamiento angular de la cadera (AC), rodilla (AR) y tobillo (AT) (derecha).

Se capturó el lado izquierdo del ciclista para analizar la cinemática de la extremidad inferior durante la prueba submáxima, asumiendo la simetría de movimiento entre el lado izquierdo y el lado derecho. (Heil, et al., 1997). Se colocaron 4 marcadores esféricos retro-reflectantes de 15 mm de diámetro sobre la piel o la ropa, marcando los puntos de referencia anatómicos de la extremidad inferior izquierda de cada ciclista (Figure 1): Trocánter mayor, centro del epicóndilo lateral femoral, centro del maleolo lateral y la parte lateral de la 5ª articulación metatarso-falángica (Ferrer-Roca, et al., 2012). Además, para caracterizar el movimiento de la biela, se colocaron dos marcadores de 10 mm en el eje de giro de la biela y en el eje del pedal. Se utilizó un sistema de video-análisis en 2D (Peak Motus, Version 9.2.0; Vicon Motion System; Centennial, Estados Unidos) para grabar, digitalizar, procesar y analizar la cinemática de la extremidad inferior izquierda de cada ciclista. Una cámara de

video digital IEEE 1394 (Basler A602fc; Basler AG; Ahrensburg, Germany) y un foco fueron posicionados a 6 m de distancia de la bicicleta y perpendicular al plano sagital. Se capturó un objeto de calibración (1x1 m) colocado en el plano de filmación previo a la captura de cada sujeto de estudio. Se utilizó una calibración de escala proyectada, debido a que la tarjeta de captura de vídeo utilizada IEEE1394 no utiliza píxeles cuadrados. Durante los dos últimos minutos de cada serie submáxima, se capturó 10 segundos del pedaleo de cada ciclista, a una frecuencia de registro de 200 Hz y a una resolución de 428 x 332 píxeles. Con el objetivo de obtener las coordenadas bidimensionales de cada uno de los marcadores, se siguió su trayectoria automáticamente durante 14 pedaladas seguidas para cada ciclista. Además se aplicó un filtro digital Butterworth de cuarto orden, con una frecuencia de corte de entre 3 a 6 Hz, determinada individualmente para cada posición y para cada marcador (Umberger & Martin, 2001).

Se estableció un modelo mecánico 2D de cuatro segmentos: 1) muslo, 2) pierna, 3) pie y 4) biela (Nordeen-Snyder, 1977). El ángulo de cadera quedó definido por la posición del segmento muslo respecto a la vertical. El ángulo de la rodilla se estableció como la posición del segmento pierna respecto al muslo, considerando 0 grados la posición anatómica (Nordeen-Snyder, 1977). En el caso del tobillo, se estableció la posición del pie respecto a la pierna (W. W. Peveler, et al., 2012) (Figure 1). Los valores angulares se establecieron como flexión de cadera, flexión de rodilla y la dorsiflexión de tobillo (ángulo máximo) y la extensión de cadera, rodilla y flexión plantar (ángulo mínimo). Se calculó el rango de movimiento de cada articulación (ROM) como la diferencia entre los valores angulares máximos y mínimos de cada articulación

Análisis estadístico

Se calcularon los estadísticos descriptivos principales (media, desviación estándar y rango) para las medidas de la bicicleta, las variables antropométricas y las variables fisiológicas obtenidas durante el test

incremental. Se utilizó el test de Shapiro-Wilk para evaluar la normalidad de las variables analizadas. Se utilizó un modelo lineal mixto de medidas repetidas (Verbeke & Molenberghs, 1997) con el objetivo de comparar las variables fisiológicas, las variables biomecánicas y las dimensiones de la bicicleta en las 3 alturas del sillín (preferida, alta y baja). Se consideró como un efecto aleatorio el orden de las tres posiciones del sillín y se realizó una comparación por pares a posteriori utilizando el método HSD de Tukey. Además, como segundo análisis se comparó las posiciones dónde los ciclistas consiguieron la mejor y peor eficiencia de pedaleo, utilizando de nuevo un modelo lineal mixto con medidas repetidas. Se utilizó el sistema SAS para Windows, versión 9.2 (SAS Institute Inc., Cary, North Carolina, Estados Unidos). El nivel de significancia estadística se fijó en 0.05.

5.3. RESULTADOS

La tabla 1 ilustra las medidas de la bicicleta, las medidas antropométricas de los ciclistas y los valores fisiológicos obtenidos en la prueba incremental. En la posición preferida, los ciclistas seleccionaron una altura relativa del sillín de $110.6 \pm 2.6\%$ de la altura de la entrepierna o el $103.6\% \pm 2.3\%$ de la altura trocanterea. Obtuvieron un valor de VO_{2max} de $59.0 \pm 6.5 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ y el punto de compensación respiratorio se situó en el $85.3 \pm 7.5\%$ del VO_{2max} .

En la tabla 2 se presentan los resultados del modelo lineal mixto. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre las alturas del sillín en GE, VO_2 , y la cinemática de la extremidad inferior (en las articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo). Entre la posición más baja y más alta del sillín, se encontró un incremento de la extensión de cadera, rodilla y la flexión plantar del tobillo (~ 4 , 7 y 8° , respectivamente), una reducción de la flexión de la cadera, de la flexión de rodilla y de la flexión dorsal del tobillo (~ 3 , 4 y 4° , respectivamente) y un incremento del rango del movimiento de las tres articulaciones (~ 1 , 3 y 4° , respectivamente). No se encontró ningún efecto sobre la potencia desarrollada, la cadencia de pedaleo, la producción de lactato

ni sobre la percepción subjetiva del esfuerzo según la escala de Borg ($p > 0.05$).

Tabla 5.1. Características antropométricas del ciclista y dimensiones de la bicicleta en la altura del sillín preferida. Valores fisiológicos obtenidos durante el test incremental.

	Meda \pm DE	Rango
<i>Medidas antropométricas y de la bicicleta</i>		
Altura Trocanterea (m)	0.886 \pm 0.031	0.814 – 0.937
Longitud entrepierna (m)	0.830 \pm 0.036	0.779 – 0.896
Altura del sillín (m)	0.745 \pm 0.038	0.681 \pm 0.813
Retroceso del sillín (m)	0.062 \pm 0.017	0.039 – 0.095
Longitud de biela (m)	0.173 \pm 0.002	0.170 – 0.180
Altura del sillín (%AT)	103.6 \pm 2.3	100.1 – 108.6
Altura del sillín (%AE)	110.6 \pm 2.6	106.0 – 117.6
<i>Test Incremental</i>		
VO _{2max} (ml·kg ⁻¹ ·min ⁻¹)	59.0 \pm 6.5	51.9 – 69.5
Frecuencia cardíaca máxima (ppm)	180 \pm 11	161 - 196
Potencia aeróbica máxima (W)	378 \pm 29	325 - 419
Potencia aeróbica máxima (W·kg ⁻¹)	5.28 \pm 0.73	4.27 – 6.20
UV – %VO _{2max}	64.8 \pm 7.8	59.9 – 80.4
UCR – %VO _{2max}	85.3 \pm 7.5	80.1 – 96.3

%AT, porcentaje de la altura trocanterea. %AE, porcentaje de altura de la entrepierna. UV, umbral ventilatorio. UCR, umbral de compensación respiratoria.

Tabla 5.2. Media y desviación estándar de las dimensiones de la bicicleta, de las variables fisiológicas y biomecánicas registradas durante el test submáximo a las tres alturas de sillín controladas (preferida, alta y baja). Ver figura 1 para la convención utilizada en el desplazamiento angular específico de cada articulación.

		Altura del sillín		
		Baja	Preferida	Alta
	Altura del sillín (m)	0.730 ± 0.037	0.745 ± 0.038	0.760 ± 0.038
	Altura del sillín (%AT)	101.9 ± 2.3	103.6 ± 2.3	105.3 ± 2.4
	Altura del sillín (%AE)	108.8 ± 2.6	110.6 ± 2.6	112.4 ± 2.7
	Potencia (W)	217.6 ± 19	217.8 ± 18.8	217.5 ± 18.6
	Cadencia (rpm)	90.2 ± 0.9	90.6 ± 0.9	90.7 ± 0.5
	Eficiencia Gruesa (%)	20.4 ± 1.3 #	20.3 ± 1.8	19.9 ± 1.5
	VO ₂ (ml·kg ⁻¹ ·min ⁻¹)	42.8 ± 4.9 #	43.3 ± 4.9	43.8 ± 4.9
	Frecuencia cardíaca (ppm)	147 ± 12	147 ± 12	148 ± 11
	Lactato (mmol·l ⁻¹)	2.2 ± 0.8	2.2 ± 0.8	2.2 ± 0.8
	Escala de Borg (6-20)	12.1 ± 1.4	11.6 ± 0.9	11.8 ± 1.3
	Extensión (°)	28.3 ± 4.2 *#	25.8 ± 4.2	23.7 ± 3.6 *
Cadera	Flexión (°)	74.0 ± 1.9 *#	71.8 ± 2.6	70.5 ± 2.2*
	ROM (°)	45.8 ± 3.1 #	46.0 ± 3.2	46.8 ± 2.9
	Extensión (°)	36.5 ± 7.5 *#	32.9 ± 7.3	29.7 ± 6.7*
Rodilla	Flexión (°)	110.5 ± 3.6 *#	108.4 ± 4.3	107.0 ± 3.9 *
	ROM (°)	74.1 ± 5.6 *#	75.5 ± 5.1	77.3 ± 4.3 *
	Flexión plantar (°)	65.8 ± 7.4 *#	62.6 ± 6.2	57.5 ± 5.3 *
Tobillo	Dorsiflexión (°)	76.4 ± 6.9 #	74.9 ± 6.3	72.4 ± 8.2
	ROM (°)	10.6 ± 4.7 #	12.3 ± 4.2	14.8 ± 7.2

%AT, porcentaje de la altura trocanterea. %AE, porcentaje de la altura de entepierna. Comparaciones Post-hoc: * Diferencias significativas respecto altura preferida ($p < 0.05$). # Diferencias significativas entre la altura del sillín baja y alta

En la Figura 2 se observan los cambios de la velocidad angular en la cadera, rodilla y tobillo durante la fase propulsiva. El pico de velocidad angular de rodilla incrementó de forma significativa en la altura alta del sillín, en comparación con la altura preferida y la baja. Además, en la articulación del tobillo, se encontraron diferencias significativas en la velocidad angular máxima entre las tres alturas del sillín estudiadas. Sin embargo, no se encontraron diferencias significativas en el pico de velocidad angular.

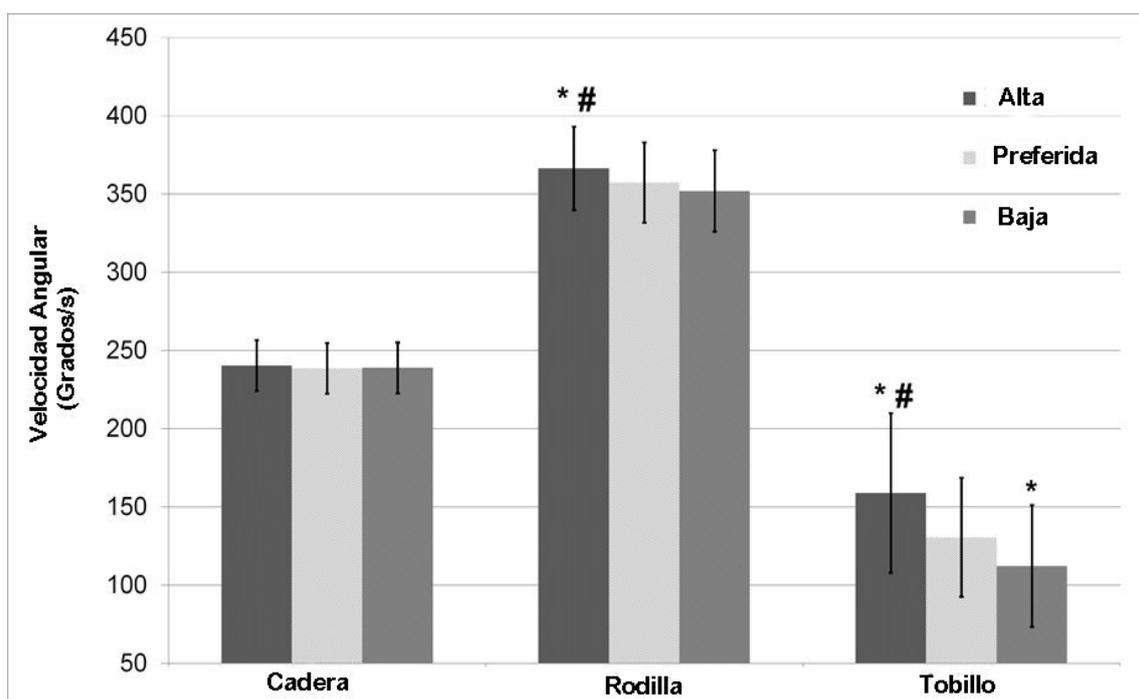


Figura 5.2. Media y desviación estándar de la velocidad angular máxima (cadera, rodilla y tobillo) durante la fase de descenso del pedal en las tres alturas del sillín estudiadas (preferida, alta y baja). * Diferencias significativas con la altura de sillín preferida ($p < 0.05$). # Diferencias significativas entre la posición alta y la posición baja del sillín.

El valor medio de la eficiencia gruesa en la mejor y peor posición fue de $20.6 \pm 1.6\%$ y $19.8 \pm 1.6\%$, respectivamente, con una diferencia estadísticamente significativa entre estas dos alturas de 0.8% (IC 95% $0.4 - 1.1\%$ y $p < 0.05$). Además, el consumo de O_2 incrementó significativamente: $0.8 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ (IC 95% $0.3 - 1.3 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$; $p < 0.05$), mientras no incrementaron la frecuencia cardíaca, la producción de lactato ni la valoración del esfuerzo percibido según la escala de Borg. El 85.7% obtuvieron su mejor valor de eficiencia gruesa en la posición baja del sillín, mientras que el resto de ciclistas la obtuvieron en la posición preferida.

En el test submáximo, cuando se seleccionó la altura del sillín preferida, un 43% de los ciclistas pedalearon con una extensión de rodilla inferior a 30°, mientras que estos porcentajes cambiaron a un 21% y un 57% cuando los ciclistas colocaron la altura de sillín baja y alta, respectivamente. Además, cuando se compararon las posiciones dónde los ciclistas consiguieron el mejor y el peor valor de eficiencia gruesa, estos porcentajes cambiaron a un 21% y un 50%, respectivamente. Por otro lado, en la posición preferida, el 14.3% de los ciclistas obtuvieron su mejor valor de eficiencia gruesa, mientras que el 85.7% lo consiguieron en la posición baja. De hecho, el 21.4%, 71.4% y 7.1% de los ciclistas obtuvieron su peor eficiencia gruesa en la altura de sillín preferida, en la alta y en la baja, respectivamente.

5.4. DISCUSIÓN

El principal hallazgo de este estudio fue demostrar que a intensidades submáximas (~70-75% del VO_{2max}) y a una cadencia de pedaleo constante (~90 rpm), se pueden provocar cambios significativos en la eficiencia gruesa y en la cinemática de la extremidad inferior en ciclistas entrenados mediante pequeñas modificaciones en la altura del sillín (Tabla 2). La eficiencia gruesa cambió significativamente cuando se bajó el sillín un 4% (3.4% de la altura trocanterea), de la posición del sillín más alta a la más baja. Además, únicamente cambiando un 2% la altura del sillín escogida por los ciclistas (1.7% de la altura trocanterea), se modificó de forma significativa la cinemática de la extremidad inferior durante el pedaleo. Estos hallazgos son particularmente significativos ya que estudios anteriores encontraron diferencias en la eficiencia y cinemática de pedaleo debido a modificaciones superiores en la altura del sillín, entre un 4 y un 10% de la altura trocanterea (Mats O. Ericson, et al., 1988; Nordeen-Snyder, 1977; Price & Donne, 1997; Sanderson & Amoroso, 2009), considerados cambios demasiado extremos para ser utilizados en ciclistas experimentados (R. Bini, et al., 2011). En el presente estudio, los valores obtenidos de VO_{2max} , potencia en el VO_{2max} (Tabla 1) y eficiencia gruesa (Tabla 2) son similares a los obtenidos en estudios previos realizados

con ciclistas experimentados y competitivos (J. Hopker, Coleman, et al., 2009; Korff, et al., 2011; Leirdal & Ettema, 2011b). Además, se confirmó el nivel de entrenamiento de la muestra estudiada con el valor medio del punto de compensación respiratoria (Tabla 1), similar al encontrado en estudios anteriores (Rodríguez-Marroyo, Garcia-Lopez, Chamari, et al., 2009).

Se observó una diferencia de $0.5 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ en el consumo de oxígeno entre las tres alturas del sillín estudiadas (Tabla 2), la cual es comparable a las reportadas en estudios previos (Mats O. Ericson, et al., 1988; Leirdal & Ettema, 2011b; W. W. Peveler, 2008; W. W. Peveler & Green, 2011; Price & Donne, 1997). En otro estudio (Nordeen-Snyder, 1977), donde se redujo la altura del sillín un 5% y un 10% mientras los ciclistas pedalearon a una intensidad baja (130.6 W) a cadencia constante (60 rpm), se observaron cambios en el consumo de oxígeno de $0.13 \text{ l} \cdot \text{min}^{-1}$, desde 1.74 a 1.61 y a $1.69 \text{ l} \cdot \text{min}^{-1}$. En el presente estudio (Tabla 2), cuando se bajó y subió el sillín, el consumo de oxígeno cambió un $0.08 \text{ l} \cdot \text{min}^{-1}$ (aproximadamente un tercio), desde 3.14 a 3.10 y a $3.18 \text{ l} \cdot \text{min}^{-1}$. Sin embargo, los resultados del estudio de Nordeen-Snyder se deben interpretar con cuidado, ya que se ha demostrado como las cadencias e intensidades de pedaleo bajas afectan particularmente a la eficiencia gruesa (Ettema & Loras, 2009). En la presente investigación, se produjeron cambios en la eficiencia gruesa de un 0.5 % (20.4 ± 1.3 a $19.9 \pm 1.5\%$, $p < 0.05$) cuando se subió y bajó el sillín aleatoriamente (Tabla 2), y un 0.8% cuando se compararon las posiciones donde los ciclistas consiguieron su mejor y peor eficiencia gruesa. Noordhof et al (2010) demostraron como cambios de $\sim 0.6\%$ en la eficiencia gruesa pueden ser detectados de forma fiable durante el pedaleo a intensidades submáximas ($\text{RER} \leq 1$). Además, estos autores no encontraron variaciones significativas durante el transcurso de un día en la eficiencia gruesa en hombres físicamente activos (Noordhof et al., 2010). Por lo tanto, los hallazgos del presente estudio, puede tener cierta relevancia en el rendimiento, porque como es bien sabido, variaciones en la eficiencia gruesa explican variaciones de $\sim 30\%$ en la potencia desarrollada durante una contrarreloj (S. A. Jobson, et al., 2012). De hecho, para un ciclista entrenado, conseguir una mejora de un 1% en la eficiencia gruesa puede significar reducir

63 segundos en una contrarreloj de 40 km (Jeukendrup, et al., 2000). De la misma manera, se ha demostrado como los ciclistas entrenados consiguen mejoras de un 1% durante la temporada competitiva (J. Hopker, Coleman, et al., 2009), y que la diferencia entre un ciclista de alto nivel y un ciclista entrenado fue de un 1.4% (J. G. Hopker, et al., 2007). Teniendo en cuenta la relevancia de estos cambios en la eficiencia gruesa y con el objetivo de solventar las limitaciones de nuestro estudio, futuras investigaciones deberían evaluar los cambios en la eficiencia gruesa debido a pequeños cambios en la altura del sillín a largo plazo.

Los ciclistas redujeron su consumo de oxígeno y mejoraron la eficiencia gruesa reduciendo la altura del sillín (Tabla 2). De hecho, el 85.7% de los ciclistas fueron más eficientes en la posición baja del sillín, situada de media al 108.8% de la altura de la entrepierna o al 101.9% de la altura trocanterea (Tabla 2). Probablemente, se mejoró la eficiencia a esta altura del sillín, porque de hecho, es la recomendada en estudios anteriores: 100-102% de la altura trocanterea (Nordeen-Snyder, 1977; Price & Donne, 1997; Rankin & Neptune, 2010) y el 109-110% de la altura de la entrepierna (Ferrer-Roca, et al., 2012; Hamley & Thomas, 1967). De hecho, en esta posición, solo el 21% de los ciclistas pedalearon fuera del rango recomendado por el método dinámico de ajuste del sillín, es decir entre 30-40° de flexión de rodilla (Ferrer-Roca, et al., 2012). Sorprendentemente, solo el 14.3% de los ciclistas obtuvieron su mejor eficiencia gruesa a su altura preferida o habitual del sillín. Estos resultados son inconsistentes con estudios previos donde se sugiere que los ciclistas minimizan el coste energético del pedaleo en aquellas configuraciones de la bicicleta que demandan una cinemática de la extremidad inferior similar a la producida cuando se pedalea con la bicicleta habitual (Heil, et al., 1997). Sin embargo, se debe tener en cuenta, que en nuestra investigación, la mayoría de los participantes eran triatletas y posiblemente existe una preferencia hacia una mayor altura del sillín y una mayor extensión de la extremidad inferior durante el pedaleo, similar a la que se produce durante la carrera, con el objetivo de mejorar la transición del ciclismo-carrera (Silder, et al., 2011). Por otro lado, la alteración de la velocidad angular de las articulaciones implicadas en el

pedaleo podría explicar los cambios observados en el VO_2 y la eficiencia gruesa. En este estudio, cuando se aumenta la altura del sillín, se incrementó la velocidad angular de la rodilla y el tobillo (Figura 2). El incremento de la velocidad angular articular implica un mayor número de contracciones musculares en un tiempo determinado. Estudios anteriores sugieren que una parte significativa (20-50%) del total del ATP utilizado durante una contracción muscular podría ser utilizado para la activación y relajación de la fibra muscular, independientemente del ATP necesario para la generación de fuerza (Ferguson et al., 2001). Investigaciones previas determinaron que un incremento de la velocidad del pedal, considerado un indicador de la velocidad de acortamiento muscular, contribuyó a un incremento del coste metabólico (McDaniel, et al., 2002). Ferguson et al (2001) demostraron el oxígeno utilizado a nivel muscular aumentaba a altas frecuencias de contracción manteniendo las misma intensidad o potencia del ejercicio (Ferguson, et al., 2001). Por lo tanto, parece razonable pensar que un incremento en la velocidad angular del tobillo y la rodilla debido a mayores alturas del sillín contribuyó a un descenso de la eficiencia gruesa. No obstante, estudios posteriores deberían confirmar esta hipótesis.

Los resultados de este estudio complementan a un conjunto creciente de publicaciones sobre los efectos en la eficiencia de pedaleo y la cinemática de la extremidad inferior debido a modificaciones en la altura del sillín (R. Bini, et al., 2011; R. Bini, et al., 2010; R. R. Bini, 2012; Sanderson & Amoroso, 2009). En la Tabla 2 se puede observar cómo aumentar la altura del sillín, incrementa mayormente la extensión de la rodilla, de la cadera y la flexión plantar del tobillo que la reducción del ángulo de flexión de la cadera, la rodilla y la flexión dorsal del tobillo. Consecuentemente, se incrementó el rango de movimiento de dichas articulaciones. Estos resultados concuerdan con los obtenidos en estudios previos (R. R. Bini, 2012; R. R. Bini, et al., 2010; Nordeen-Snyder, 1977; Price & Donne, 1997; Sanderson & Amoroso, 2009) y podrían justificar el aumento de la eficiencia gruesa en la posición baja del sillín, como se ha explicado anteriormente.

Cualitativamente, en la Tabla 2 se observa como las adaptaciones más importantes a los cambios de la altura del sillín se produjeron en la rodilla y en el tobillo. Estos resultados son similares a los observados en estudios anteriores donde se utilizaron pedales automáticos (R. R. Bini, 2012; R. R. Bini, et al., 2010; Nordeen-Snyder, 1977; Price & Donne, 1997; Sanderson & Amoroso, 2009), pero, en cambio, son diferentes en estudios realizados con pedales planos (Nordeen-Snyder, 1977), donde las adaptaciones más importantes se dieron en la cadera y la rodilla. Por lo tanto, podría ser que el tipo de pedal utilizado (plano *vs* automático) tenga un efecto sobre la cinemática de la extremidad inferior cuando se modifica la altura del sillín. Próximos estudios deberían examinar estas hipótesis.

Cuantitativamente, estudios previos (R. R. Bini, 2012; R. R. Bini, et al., 2010; Nordeen-Snyder, 1977; Price & Donne, 1997; Sanderson & Amoroso, 2009) encontraron cambios mayores en la extensión de la cadera, la rodilla y el tobillo (~ 5 , 20 y 14° , respectivamente) comparado con este estudio (~ 4 , 7 y 8° , respectivamente). Probablemente, estas diferencias son debidas a que los estudios mencionados anteriormente investigaron los efectos debidos a cambios más importantes en la altura del sillín, alrededor de un 6% (respecto a la altura trocanterea), mientras que en este estudio únicamente se realizaron cambios de un 2% a un 4% (1.7% y 3.4% de la altura trocanterea). En concordancia con estudios previos, los resultados encontrados aportan evidencias en defensa de la utilización del método dinámico como una parte importante en el ajuste individualizado de las medidas de la bicicleta (Ferrer-Roca, et al., 2012; W. W. Peveler, et al., 2012). Estudios próximos deberían confirmar cambios a largo plazo, en la cinemática de la extremidad inferior debido a modificaciones en la altura del sillín.

El sistema de análisis cinemático utilizado (análisis de vídeo en 2D) no influyó sobre las diferencias observadas (de 4 a 8°). Primero, la altura del sillín se modificó de forma aleatoria. Segundo, los marcadores retro-reflectantes se fijaron sobre puntos óseos como el cóndilo femoral lateral o el maleolo lateral,

evitando el movimiento producido por paquetes musculares o por tejido graso. Además, se comprobó que la ropa estuviera bien enganchada al cuerpo. Tercero, los marcadores no se retiraron hasta que los ciclistas finalizaron las tres series, asegurando la misma posición durante todo el test submáximos. Cuarto, se capturó a los ciclistas con una frecuencia de registro mayor (200 imágenes/segundo) que estudios previos (R. Bini, et al., 2010; Mats O. Ericson, et al., 1988; Ferrer-Roca, et al., 2012; Nordeen-Snyder, 1977; W. W. Peveler, et al., 2012), capturando una media de 14 ciclos de pedaleo en cada una de las series. Quinto, se utilizó una calibración de escala proyectada considerando que los resultados obtenidos mediante el análisis cinemático en 2D del pedaleo son similares a los que se encontrarían mediante un análisis en 3D (38).

5.5. CONCLUSIONES Y APLICACIONES PRÁCTICAS

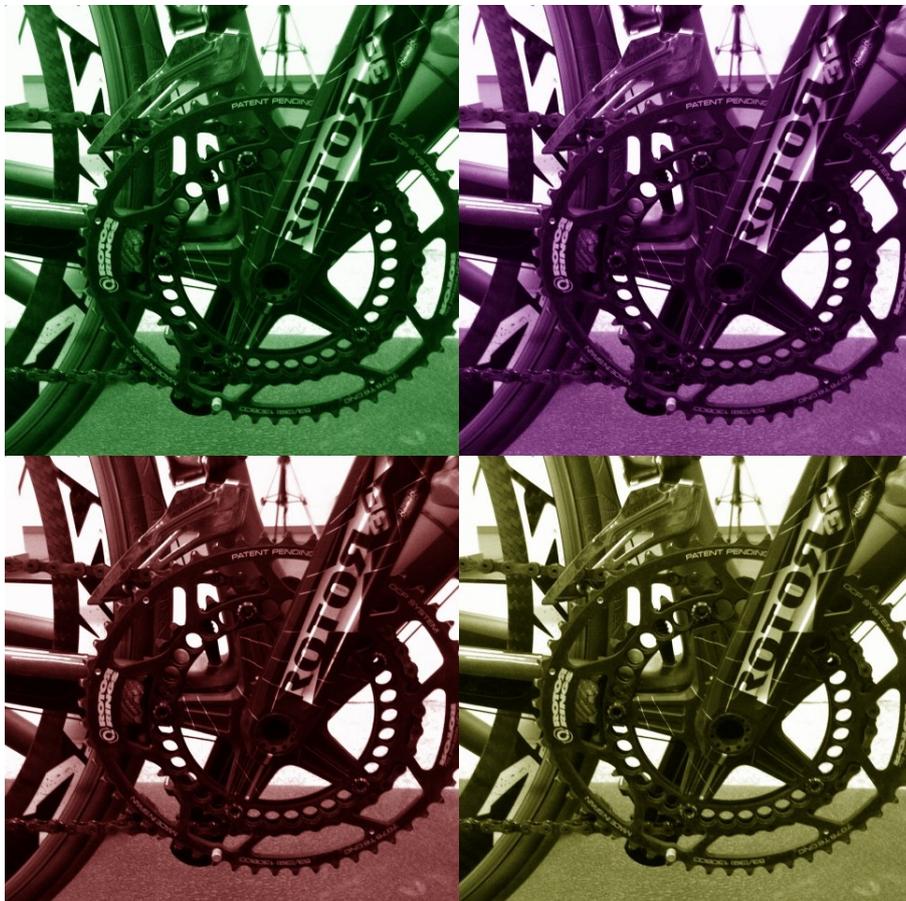
Los resultados del presente estudio indican que pequeños cambios en la altura del sillín afectaron a la eficiencia gruesa y a la cinemática de la extremidad inferior en ciclistas entrenados. Reduciendo la altura del sillín un 4% (3.4% de la altura trocanterea) se incrementó un 0.5% la eficiencia gruesa de forma significativa (de 19.9 a 20.4%), lo cual podría tener cierta relevancia en el rendimiento de los ciclistas. Probablemente, la mejora encontrada en la eficiencia gruesa se debió a que la menor altura del sillín utilizada por los ciclistas del estudio coincidió con la altura recomendada en estudios previos, tal como el 100-102% de la altura trocanterea o el 109-110% de la altura de la entrepierna o los 30-40° de extensión de rodilla durante el pedaleo. Además, aumentando la altura del sillín se incrementó la velocidad angular de la rodilla y el tobillo. Estos cambios podrían justificar los cambios en la eficiencia mencionados anteriormente. Estos resultados sugieren que en investigaciones sobre eficiencia de pedaleo deben considerar incluir un ajuste óptimo individualizado de la bicicleta de los participantes del estudio. Además, para asegurar la validación interna del estudio, los científicos del deporte deberían asegurarse que los participantes mantienen la misma altura del sillín durante el transcurso de una misma investigación. Futuras investigaciones deberían evaluar los cambios a largo plazo en la eficiencia gruesa y en la cinemática de

la extremidad inferior durante el pedaleo debido a pequeñas variaciones en la altura del sillín.

Por último, se recomienda a los entrenadores y deportistas que además de utilizar las referencias antropométricas para el ajuste individualizado de las medidas de la bicicleta, introduzcan en sus protocolos la evaluación dinámica. El análisis de vídeo en dos dimensiones es una herramienta recomendable para determinar la cinemática en el ciclismo, ya que es fácil de utilizar, actualmente se pueden encontrar programas informáticos gratuitos y se ha demostrado previamente su correspondencia con los sistemas en 3D en ciclismo.

6.- CUARTO ESTUDIO

Influencia de pequeñas variaciones en la longitud de la biela sobre la eficiencia y la técnica de pedaleo



6.1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

Estudios previos han demostrado la influencia de factores biomecánicos como la posición en la bicicleta (García-López, et al., 2008a), o la altura del sillín (Ferrer-Roca, Bescos, et al., 2014; Price & Donne, 1997) en el rendimiento en el ciclismo de ruta. Sin embargo, actualmente no existe consenso en la literatura sobre la influencia de la longitud de la biela (Macdermid & Edwards, 2010). Mientras algunos estudios han descrito que esta variable afecta al rendimiento (Inbar, et al., 1983; Klimt & Voigt, 1974; J. C. Martin & Spirduso, 2001; Too & Landwer, 2000), otros afirman lo contrario (Astrand, 1953; Barratt, et al., 2011; J. C. Martin, et al., 2002; Morris & Londeree, 1997; Tomas, et al., 2010). La mayoría estos estudios han sido realizados con objeto de maximizar la producción de potencia a corto plazo, y por lo tanto con aplicación directa al ciclismo de pista, mientras que sólo unos pocos se han llevado a cabo durante esfuerzos submáximos, propios del ciclismo de ruta (Astrand, 1953; Klimt & Voigt, 1974; McDaniel, et al., 2002; Morris & Londeree, 1997).

Hasta donde llega nuestro conocimiento, siete estudios experimentales han analizado el efecto de la longitud de la biela en la producción de potencia (esfuerzos supramáximos). Tres de ellos indicaron que la mayor potencia se producía con bielas de longitud intermedia (entre 145-180 mm) frente a bielas de longitudes extremas (< 140 y > 200 mm) (Inbar, et al., 1983; J. C. Martin & Spirduso, 2001; Too & Landwer, 2000). Otros tres estudios no observaron diferencias al comparar bielas de 135 y 170 mm en niños (J. C. Martin, et al., 2002), de 120 y 220 mm (Tomas, et al., 2010) y de 150 y 190 mm (Barratt, et al., 2011) en ciclistas entrenados. Otro estudio fue realizado con pequeñas variaciones en la longitud de la biela (170, 172.5 y 175 mm) en mujeres practicantes de bicicleta de montaña, y aunque no se obtuvieron mejoras en la potencia, sí se observó un menor tiempo hasta la potencia máxima con bielas de menor longitud (Macdermid & Edwards, 2010). Los últimos hallazgos parecen coincidir en que la longitud de biela no afecta a la máxima producción

de potencia en ciclismo (Barratt, et al., 2011; Macdermid & Edwards, 2010; Tomas, et al., 2010), aunque se ha destacado la necesidad de realizar trabajos sobre los efectos de pequeñas modificaciones en la longitud de la biela, asumibles por los ciclistas experimentados (Macdermid & Edwards, 2010).

Desde un punto de vista biomecánico, existe cierta discrepancia entre la longitud de biela utilizada habitualmente en la industria (165, 170, 172.5 y 175 mm) y la recomendada a partir de un modelo teórico de optimización (una biela de 145 mm para un hombre de talla media de 1.77m) (Hull & Gonzalez, 1988). Hasta la actualidad, solo cuatro estudios experimentales han analizado la influencia de la longitud de la biela en el gasto de energía pedaleando (Astrand, 1953; Klimt & Voigt, 1974; McDaniel, et al., 2002; Morris & Londeree, 1997). Uno de ellos investigó el efecto de diferentes longitudes de bielas (165, 170 y 175 mm) en 6 ciclistas experimentados (Morris & Londeree, 1997). No se observaron diferencias significativas entre las tres longitudes de biela, ni al compararlas con la longitud de biela utilizada habitualmente (Morris & Londeree, 1997). Se obtuvieron los mismos resultados al analizar el gasto energético pedaleando con bielas de 160, 180 y 200 mm (Astrand, 1953) y de 145, 170 y 195 mm (McDaniel, et al., 2002). Sin embargo, otro estudio sí observó diferencias entre utilizar bielas de 100 a 200 mm, cifrando una longitud óptima de 140, 150 y 160 mm para niños de 6, 8 y 10 años (Klimt & Voigt, 1974). Ninguno de estos cuatro estudios experimentales tuvo en cuenta los cambios en la técnica de pedaleo (patrón cinemático y cinético). Este aspecto podría ser crítico, ya que podría afectar tanto al coste energético como al patrón de actividad muscular de la extremidad inferior (Blake & Wakeling, 2012; Mileva, et al., 2004; Theurel, et al., 2012).

Por lo tanto, el principal objetivo de este estudio es analizar el efecto de pequeños cambios en la longitud de la biela (± 5 mm) en el gasto energético y la técnica de pedaleo (cinemática y cinética) a intensidades submáximas. Además, como objetivo secundario también se analizará el efecto de la potencia de pedaleo en las variables mencionadas.

6.2. MÉTODOS

Sujetos

Participaron 12 ciclistas de fondo en carretera bien entrenados (Tabla 1). Como criterios de inclusión se estableció que llevaran compitiendo al menos 2 años en ciclismo, y que hubieran realizado más de 3000 km de entrenamiento en el momento de la evaluación. Todos ellos participaron voluntariamente y ninguno informó de algún problema médico en el momento del estudio. Se les informó de los procedimientos, métodos, beneficios y posibles riesgos involucrados en el estudio, y se obtuvo el consentimiento por escrito antes de iniciarlo. El protocolo de evaluación fue aprobado por el Comité de Ética de la Universidad y fue diseñado de acuerdo con las consignas de la Conferencia de Helsinki sobre investigación humana.

Procedimientos

Todos los ciclistas fueron evaluados al inicio de la temporada (febrero-mayo). El protocolo de valoración se llevó a cabo en una sesión de un día en condiciones ambientales similares (20–25° C, 60–65% de humedad relativa). Los ciclistas acudieron al laboratorio (800 m de altitud), con sus bicicletas, después de un período de 48 horas sin un entrenamiento duro. En primer lugar, se midieron las características antropométricas de los ciclistas y de las bicicletas. Estas medidas fueron trasladadas, junto con los pedales automáticos, a un cicloergómetro de freno electromagnético que permitía variar la longitud de las bielas (Lode Excalibur Sport, Lode BV, Groningen, Países Bajos). A continuación, los ciclistas realizaron un periodo de calentamiento de 10 minutos a una potencia de 100 W, con un descanso de 5 minutos antes de empezar la prueba.

En segundo lugar, los ciclistas realizaron tres series a potencias diferentes (150, 200 y 250 W), y dentro de cada una de ellas se utilizaron tres longitudes de biela (normal, corta y larga) seleccionadas aleatoriamente. La biela normal era la longitud de biela que habitualmente utilizaba el ciclista, mientras que la biela corta y larga diferían de aquélla en 5 mm (e.g. 170, 165 y 175 mm, respectivamente). Simultáneamente se llevaron a cabo los análisis biomecánico (cinemático y cinético) y fisiológico (gasto energético). Cada repetición tuvo una duración de 6 min, con un descanso de 5 min. El descanso entre series fue de 10 min, suficiente para cambiar la altura del sillín y del manillar con el objetivo de mantener la misma distancia entre la parte superior del sillín y el eje del pedal y la misma distancia vertical entre el sillín y el manillar. Se estandarizó la posición de los ciclistas de forma que las manos se colocaron en la parte superior del freno, para eliminar el impacto del coste metabólico debido a la modificación de la posición del tronco de los ciclistas (Heil, et al., 1997).

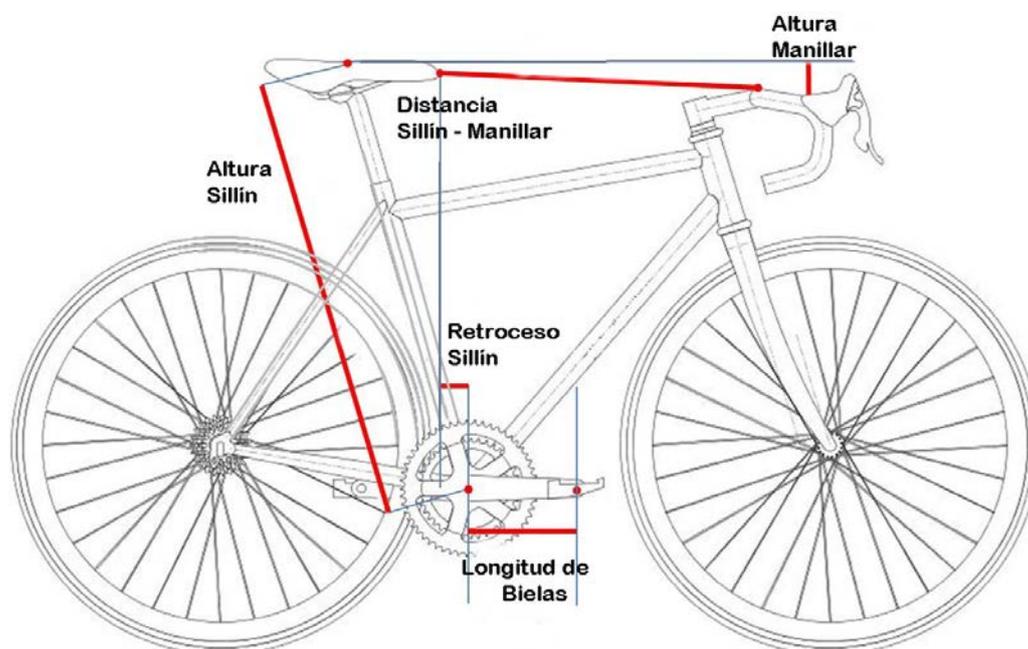


Figura 6.1.-Medidas básicas de la bicicleta: longitud de la biela (L_b), altura del sillín (H_s), retroceso del sillín (R_s), largura sillín-manillar (S_c) y altura del manillar (h).

Las potencias de pedaleo de 150, 200 y 250 W fueron seleccionadas por ser representativas del esfuerzo realizado en una etapa ciclista (Vogt et al., 2007), y por permitir que el cociente respiratorio fuera menor de 1.00 (Rodríguez-Marroyo, García-Lopez, Chamari, et al., 2009), indicando que no había contribución anaeróbica significativa durante el pedaleo. Los ciclistas recibieron información continua sobre su cadencia y se les pidió mantenerla constante a 90 rpm, para evitar cualquier posible influencia de la cadencia en las variables analizadas (Neptune & Herzog, 1999). La cadencia seleccionada es representativa del pedaleo sentado durante etapas llanas (Rodríguez-Marroyo, García-Lopez, Villa, & Cordova, 2008; Vogt, et al., 2006).

Medidas antropométricas y de la bicicleta.

Se utilizó una cinta métrica (Holtain LTD; Crymych, UK) y un antropómetro (Harpenden, CMS instruments, London, UK) para medir tanto la bicicleta como las dimensiones antropométricas de los ciclistas. Todas las mediciones fueron realizadas por el mismo investigador. La talla, la altura trocanterea y la longitud de la entrepierna fueron registradas de acuerdo con estudios previos. A continuación, se registraron las mediciones principales de la bicicleta (Figura 1) (Korff, et al., 2011). La altura del sillín relativa y la longitud de biela relativa (expresada en porcentaje) se calculó dividiendo la altura del sillín y la longitud de la biela por la longitud de entrepierna (Ferrer-Roca, et al., 2012; J. C. Martin & Spirduso, 2001)

Análisis cinético

El análisis cinético se realizó en el cicloergómetro de freno electromagnético, validado y utilizado en estudios previos (Reiser, Meyer, Kindermann, & Daugs, 2000). Este permitió la medición del torque ejercido sobre la biela izquierda y derecha de forma independiente cada 2º de una revolución completa (Dorel,

Couturier, & Hug, 2009). Antes de empezar el estudio, se llevó a cabo un procedimiento de calibración dinámica (Calibrator 2000, Lode BV, Groninger, Países Bajos), y se realizó un ajuste de cero antes de cada serie. La medición de la torque mostró un coeficiente de variación de $0.96 \pm 1.20\%$ (Intervalo de confianza del 95% entre $0.72 - 1.19\%$), y una coeficiente de correlación intraclase de 0.999 ($p < 0.001$). Además se realizó una calibración mediante la lectura del cero del sistema antes de cada sesión. Se registraron todas las pedaladas durante los 6 minutos de cada repetición submáxima (software LEM, Lode BV, Groninger, Países Bajos). Para el análisis cinético se seleccionó la media de ~360 pedaladas completas entre el minuto uno y cinco, y se calculó el promedio de los valores de las bielas derecha e izquierda (Figura 2). Se obtuvieron directamente del software la cadencia de pedaleo, la torque máximo y el torque mínimo. Además los datos de torque-tiempo y la longitud de la biela se exportaron a formato ASCII para calcular el resto de las variables mecánicas: impulso positivo, impulso negativo y proporción del impulso positivo (PIP)

$$\text{PIP (\%)} = \frac{\text{Impulso Positivo}}{[\text{Impulso Positivo} + |\text{Impulso Negativo}|]} \times 100$$

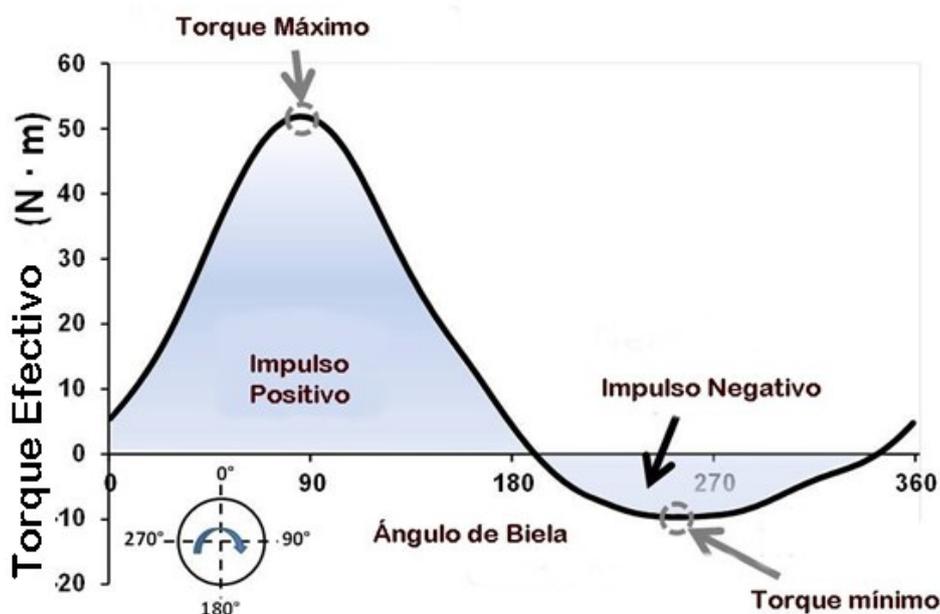


Figura 6.2. Variables biomecánicas analizadas durante el pedaleo. Análisis cinético: perfil de torque-ángulo de una pedalada completa y las principales variables seleccionadas para el análisis.

Análisis cinemático

Se realizó el análisis cinemático del lado derecho de los ciclistas suponiendo simetría del movimiento entre los lados izquierdo y derecho (Heil, et al., 1997). Se fijó una cámara de video digital de alta velocidad (Sony Handycam HDR-HC7, Sony Inc, Europa, 200 Hz y 720 × 576 píxeles) y un foco a 4 m de distancia desde el plano sagital, donde se colocó un cuadro de calibración (1.00 × 1.20 m). Se analizaron seis pedaladas completas en los minutos 3 y 5 de cada prueba, utilizando la media como valor representativo. Se utilizó un modelo mecánico de 4 segmentos (muslo, pierna, pie y biela) delimitados a partir de cinco marcadores reflectantes de 10 mm de diámetro colocados en los ciclistas (trocánter mayor, epicóndilo lateral del fémur y maléolo lateral) y en sus bicicletas (eje de rotación de la biela y el del pedal) (R Bini, et al., 2010; Garcia-Lopez, et al., 2009) . El seguimiento automático, el procesamiento y análisis de datos fueron realizados mediante un software específico (Kinescan-IBV, versión 2001, Instituto de Biomecánica de Valencia, Valencia, España) (Garcia-Lopez, et al., 2008a). Se determinaron los ángulos de la cadera, la rodilla y el tobillo en el plano sagital, de acuerdo con convenciones previas (R. Bini, et al., 2010; R. R. Bini & Diefenthaler, 2010). Los valores de posición angular se expresaron como flexión (ángulo mínimo) y extensión (ángulo máximo). También se determinó el rango de movimiento de cada articulación (ROM), o diferencia ente la extensión y la flexión.

Análisis del gasto energético

El consumo de oxígeno y el cociente respiratorio (Medisoft Ergocard, Medisoft Group, Sorinnes, Belgium), así como la frecuencia cardíaca (Polar Team, Polar Electro Oy, Kempele, Finland), fueron registrados de forma continua durante las pruebas, tomando la media de los últimos 3 minutos de cada repetición como valor representativo (J. Hopker, Coleman, Jobson, & Passfield, 2012). La eficiencia gruesa (EG) se calculó como la relación entre el

trabajo mecánico externo realizado (expresado en $\text{kcal}\cdot\text{min}^{-1}$) y la energía consumida o gastada ($\text{kcal}\cdot\text{min}^{-1}$) (J. Hopker, et al., 2012; Rodriguez-Marroyo, Garcia-Lopez, Chamari, et al., 2009)

Análisis estadístico

Los resultados se expresan como media \pm DE, calculando además el intervalo de confianza al 95% (IC95%) de algunas de las variables analizadas. El software SPSS+ V.17.0 fue utilizado para el análisis estadístico (SPSS, Inc., Chicago, IL, USA). El test de Shapiro-Wilk fue aplicado para asegurar la distribución normal de todas las variables analizadas. Un análisis de la varianza (ANOVA) de dos vías con medidas repetidas fue utilizado para analizar el efecto de la longitud de la biela y la potencia de pedaleo en las variables biomecánicas (cinemáticas y cinéticas) y fisiológicas (gasto energético). La prueba post-hoc de Newman-Keuls fue utilizada para establecer diferencias entre las medias. Se calculó también el tamaño de la muestra (ES) de las diferencias (d de Cohen), considerándose trivial ($ES < 0.2$), pequeña ($0.2 \leq ES < 0.5$), moderada ($0.5 \leq ES < 0.8$), y amplia ($ES \geq 0.8$). Valores de $p < 0.05$ fueron considerados como estadísticamente significativos.

6.3. RESULTADOS

La Tabla 1 muestra las principales características de los ciclistas que participaron en el estudio y las dimensiones de sus bicicletas. La longitud media de las bielas representó un $20.0 \pm 1.0\%$ de la altura de la entrepierna (IC95% = 19.4-20.7%). La altura relativa del sillín fue el $108.0 \pm 2.8\%$ de la altura de la entrepierna (IC95% = 106.2-109.8%). Dos tercios de los ciclistas ($n=8$) seleccionaron una longitud de biela de 172.5 mm mientras que el resto ($n=4$) seleccionaron una longitud de 175 mm.

Tabla 6.1. Media \pm DE de las características de los ciclistas y las bicicletas que participaron en el estudio.

	Media \pm DE	Rango	
CICLISTAS	Edad (años)	20.8 \pm 2.8	18.0 – 27.0
	Peso (kg)	68.5 \pm 6.6	57.0 – 79.1
	Talla (cm)	176.9 \pm 6.4	166.5– 182.4
	Altura trocanderea (cm)	90.3 \pm 3.7	84.0 – 96.5
	Altura entrepiera (cm)	86.7 \pm 4.5	78.5 – 95.7
	Experiencia ciclista (años)	8.1 \pm 3.4	3.0 – 11.0
	Volumen entrenamiento (km)	4063 \pm 1595	3000 – 8000
BICICLETAS	Altura del sillín (cm)	76.1 \pm 3.3	69.5 – 81.5
	Altura del sillín (%)	108.0 \pm 2.8	103.4 – 113.7
	Retroceso del sillín (cm)	7.5 \pm 1.5	4.7 – 10.2
	Longitud de la biela (mm)	173.3 \pm 1.2	172.5 – 175.0
	Largo sillín-manillar (cm)	55.9 \pm 1.9	52.2 – 58.5
	Diferencia de alturas (cm)	9.0 \pm 1.8	6.5 – 12.0

Ver Figura 1 para las medidas de las bicicletas

La Tabla 2 muestra que no se observó ningún efecto de la biela (corta, preferida y larga) en la cadencia, frecuencia cardiaca y eficiencia gruesa ($p > 0.05$). En cambio, una potencia mayor incrementó la frecuencia cardíaca (14 - 18 ppm por nivel; ES= 7.00 y $p < 0.001$) y en la eficiencia gruesa (1.5 – 1.9 % por nivel; ES= 2.87 y $p < 0.001$).

La Tabla 3 muestra que una longitud de la biela mayor incrementó del torque máximo (1.0-2.3 N·m, ES= 2.26 y $p < 0.001$), torque mínimo (1.0-2.2 N·m, ES= 1.93 y $p < 0.001$) mientras que se redujo la proporción de impulso positivo (0.9-1.9 %, ES= 2.81 y $p < 0.001$). Además, la potencia de pedaleo incrementó el torque máximo (12.5-13.9 N·m, ES= 6.62 y $p < 0.001$) y la proporción de impulso

positivo (8.9-9.7%, ES= 7.40 y $p<0.001$) mientras se redujo el torque mínimo (2.9-4.1 N·m, ES= 2.16 y $p<0.001$).

Tabla 6.2. Media \pm DE de las variables fisiológicas a las diferentes potencias estudiadas (150, 200 y 250 W) y a las diferentes longitudes de biela (corta, preferida y larga).

		Biela Corta	Biela Preferida	Biela Larga
150 W	Cadencia (rpm)	91.4 \pm 0.6	91.3 \pm 0.7	91.3 \pm 0.6
	Frecuencia Cardíaca (ppm)	129 \pm 10 † ‡	128 \pm 10 † ‡	128 \pm 12 † ‡
	Eficiencia Gruesa (%)	18.6 \pm 1.3 † ‡	18.4 \pm 1.9 † ‡	18.7 \pm 2.3 † ‡
200 W	Cadencia (rpm)	91.2 \pm 0.9	91.3 \pm 0.7	91.4 \pm 0.8
	Frecuencia Cardíaca (ppm)	143 \pm 13 †	144 \pm 13 †	145 \pm 14 †
	Eficiencia Gruesa (%)	20.5 \pm 1.8 †	20.4 \pm 2.0 †	20.5 \pm 2.5 †
250 W	Cadencia (rpm)	91.4 \pm 0.7	91.4 \pm 1.0	91.4 \pm 1.0
	Frecuencia Cardíaca (ppm)	161 \pm 15	162 \pm 13	162 \pm 14
	Eficiencia Gruesa (%)	22.0 \pm 1.9	21.5 \pm 1.7	21.6 \pm 1.8
MEDIA	Cadencia (rpm)	91.3 \pm 0.7	91.4 \pm 0.8	91.4 \pm 0.9
	Frecuencia Cardíaca (ppm)	145 \pm 18	145 \pm 18	146 \pm 19
	Eficiencia Gruesa (%)	20.8 \pm 2.4	20.5 \pm 2.3	20.7 \pm 2.4

Diferencias significativas ($p<0.05$): Potencia (†150 vs 250 W, ‡ 150 vs 200 W).

Tabla 6.3. Media \pm DE de las variables cinéticas a las diferentes potencias estudiadas (150, 200 y 250 W) y a las diferentes longitudes de bielas (corta, preferida y larga).

		Biela Corta	Biela Preferida	Biela Larga
150 W	Torque Máximo (N · m)	37.2 \pm 4.4 * † ‡	37.6 \pm 4.5 † ‡	38.2 \pm 4.5 †
	Torque Mínimo (N · m)	-13.3 \pm 3.0 * † ‡	-13.9 \pm 3.4 † ‡	-14.3 \pm 3.2 † ‡
	PIP (%)	76.8 \pm 3.2 * † ‡	76.3 \pm 3.7 * † ‡	75.7 \pm 3.5 † ‡
200 W	Torque Máximo (N · m)	44.0 \pm 5.4 * #	44.8 \pm 5.3 * †	45.7 \pm 5.4 †
	Torque Mínimo (N · m)	-12.0 \pm 2.9 * # †	-12.6 \pm 3.1 * †	-13.1 \pm 2.7 †
	PIP (%)	81.4 \pm 4.2 * †	80.9 \pm 4.0 †	80.5 \pm 3.7 †
250 W	Torque Máximo (N · m)	49.8 \pm 5.5 *	50.4 \pm 5.5 *	52.1 \pm 5.6
	Torque Mínimo (N · m)	-9.2 \pm 3.3 * #	-10.5 \pm 2.3 *	-11.4 \pm 2.5
	PIP (%)	86.5 \pm 3.6 * #	85.8 \pm 3.3 *	84.6 \pm 3.5
MEDIA	Torque Máximo (N · m)	43.9 \pm 7.2 * #	44.5 \pm 7.2 *	45.5 \pm 7.6
	Torque Mínimo (N · m)	-11.4 \pm 3.5 * #	-12.3 \pm 3.2 *	-12.9 \pm 3.0
	PIP (%)	81.7 \pm 5.4 * #	81.1 \pm 5.3 *	80.4 \pm 5.0

PIP, proporción de impulse positivo. Diferencias significativas ($p < 0.05$): Biela (* con biela larga, # biela corta ν s biela preferida) y potencia († con 250 W, ‡ 150 ν s 200 W).

La Tabla 4 y la tabla 5 muestran que una biela más larga aumentó la flexión de la cadera (1.8-2.5°, ES= 4.56 y $p < 0.001$) y de la rodilla (2.9-3.4°, ES= 12.21 y $p < 0.001$), sin modificar los valores de extensión ($p > 0.05$). Consecuentemente incrementó el rango de movimiento de la cadera (2.0-2.2°, ES= 4.48 y $p < 0.001$) y la rodilla (2.7-3.0°, ES= 7.09 y $p < 0.001$). La articulación del tobillo no se vio afectada por los cambios en la longitud de la biela (Tabla 6).

Tabla 6.4. Media \pm DE de las variables cinemáticas de la cadera a las diferentes potencias estudiadas (150, 200 y 250 W) y a las diferentes longitudes de bielas (corta, preferida y larga).

	CADERA	Biela Corta	Biela Preferida	Biela Larga
150 W	Extensión (°)	62.0 \pm 3.1 †	62.1 \pm 2.8 †	62.2 \pm 2.6 †
	Flexión (°)	18.1 \pm 2.2 * # † ‡	17.4 \pm 2.2 * †	16.3 \pm 2.5 †
	ROM (°)	43.9 \pm 2.7 * #	44.7 \pm 2.6 * ‡	45.9 \pm 2.7
200 W	Extensión (°)	63.6 \pm 2.8 †	63.6 \pm 3.2 †	63.3 \pm 3.3 † ‡
	Flexión (°)	19.1 \pm 2.4 * # †	17.9 \pm 2.4 * †	16.6 \pm 1.8 †
	ROM (°)	44.5 \pm 2.3 * #	45.6 \pm 2.8 *	46.7 \pm 2.6
250 W	Extensión (°)	63.9 \pm 3.1	64.0 \pm 3.3	64.0 \pm 3.0
	Flexión (°)	19.7 \pm 2.2 * #	18.6 \pm 2.4 *	17.6 \pm 2.3
	ROM (°)	44.2 \pm 2.7 * #	45.4 \pm 2.6 *	46.3 \pm 2.5
MEDIA	Extensión (°)	63.2 \pm 3.0	63.2 \pm 3.0	63.2 \pm 3.0
	Flexión (°)	19.0 \pm 2.3 * #	18.0 \pm 2.3 *	16.9 \pm 2.2
	ROM (°)	44.2 \pm 2.5 * #	45.3 \pm 2.6 *	46.3 \pm 2.6

ROM, rango de movimiento. Diferencias significativas ($p < 0.05$): Biela (* con biela larga, # biela corta *vs* biela preferida) y potencia († con 250 W, ‡ 150 *vs* 200 W).

Tabla 6.5. Media \pm DE de las variables cinemáticas de la rodilla a las diferentes potencias estudiadas (150, 200 y 250 W) y a las diferentes longitudes de bielas (corta, preferida y larga).

	RODILLA	Biela Corta	Biela Preferida	Biela Larga
150 W	Extensión (°)	143.1 \pm 4.2 † ‡	143.0 \pm 3.6 † ‡	143.2 \pm 3.5 † ‡
	Flexión (°)	70.5 \pm 2.3 * # †	69.2 \pm 2.2 * †	67.6 \pm 2.2
	ROM (°)	72.6 \pm 3.9 * # † ‡	73.8 \pm 3.5 * † ‡	75.5 \pm 3.6 † ‡
200 W	Extensión (°)	145.4 \pm 4.1 †	145.2 \pm 4.2 †	145.0 \pm 4.6 †
	Flexión (°)	71.4 \pm 2.3 * #	69.7 \pm 2.1 *	68.0 \pm 2.0
	ROM (°)	74.0 \pm 3.8 * # †	75.5 \pm 3.9 *	77.0 \pm 4.2 †
250 W	Extensión (°)	146.2 \pm 4.7	146.3 \pm 4.8	145.9 \pm 4.2
	Flexión (°)	71.3 \pm 2.1 * #	70.0 \pm 2.2 *	68.2 \pm 2.3
	ROM (°)	74.9 \pm 4.4 * #	76.3 \pm 4.5 *	77.6 \pm 4.5
MEDIA	Extensión (°)	144.9 \pm 4.4	144.9 \pm 4.4	144.7 \pm 4.2
	Flexión (°)	71.0 \pm 2.2 * #	69.7 \pm 2.1 *	68.0 \pm 2.1
	ROM (°)	73.9 \pm 4.0 * #	75.3 \pm 4.0 *	76.7 \pm 4.1

ROM, rango de movimiento. Diferencias significativas ($p < 0.05$): Biela (* con biela larga, # biela corta *vs* biela preferida) y potencia († con 250 W, ‡ 150 *vs* 200 W).

Tabla 6.6. Media \pm DE de las variables cinemáticas del tobillo a las diferentes potencias estudiadas (150, 200 y 250 W) y a las diferentes longitudes de bielas (corta, preferida y larga).

	ANKLE	Biela Corta	Biela Preferida	Biela Larga
150 W	Extensión ($^{\circ}$)	136.8 \pm 5.8	136.8 \pm 5.4	137.0 \pm 4.9
	Flexión ($^{\circ}$)	118.9 \pm 7.0 †	118.4 \pm 7.0 †	118.3 \pm 7.8
	ROM ($^{\circ}$)	18.0 \pm 4.1 †	18.4 \pm 4.0	18.8 \pm 5.3
200 W	Extensión ($^{\circ}$)	135.6 \pm 5.6	135.6 \pm 6.5	135.7 \pm 5.8
	Flexión ($^{\circ}$)	117.9 \pm 7.6 †	117.8 \pm 8.5	117.7 \pm 6.9
	ROM ($^{\circ}$)	17.7 \pm 4.0	17.9 \pm 4.4	18.0 \pm 3.6
250 W	Extensión ($^{\circ}$)	135.1 \pm 5.0	135.1 \pm 5.1	134.9 \pm 5.4
	Flexión ($^{\circ}$)	115.8 \pm 6.8	115.8 \pm 6.8	115.7 \pm 7.5
	ROM ($^{\circ}$)	19.3 \pm 3.8	19.3 \pm 4.6	19.2 \pm 4.8
MEDIA	Extensión ($^{\circ}$)	135.8 \pm 5.4	135.8 \pm 5.6	135.9 \pm 5.3
	Flexión ($^{\circ}$)	117.5 \pm 7.1	117.3 \pm 7.3	117.2 \pm 7.2
	ROM ($^{\circ}$)	18.3 \pm 3.9	18.5 \pm 4.2	18.7 \pm 4.5

ROM, rango de movimiento. Diferencias significativas ($p < 0.05$): Biela (* con biela larga, # biela corta ν s biela preferida) y potencia († con 250 W, ‡ 150 ν s 200 W).

El incremento de la potencia de pedaleo aumentó la extensión de la cadera (1.8-1.9 $^{\circ}$, ES= 2.29 y $p < 0.001$) y la extensión de rodilla (2.7-3.3 $^{\circ}$, ES= 2.63 y $p < 0.001$), disminuyendo en menor medida la flexión de la cadera (1.2-1.6 $^{\circ}$, ES= 1.34 y $p < 0.01$) y la flexión de rodilla (0.6-0.8 $^{\circ}$, ES= 0.96 y $p < 0.05$). Por lo tanto, la potencia de pedaleo aumentó el rango de movimiento en la cadera (0.3-0.7 $^{\circ}$, ES= 0.62 y $p < 0.05$) y la rodilla (2.1-2.4 $^{\circ}$, ES= 1.12 y $p < 0.001$). La flexión dorsal del tobillo aumentó conforme aumentaba la potencia de pedaleo (2.6-3.1 $^{\circ}$, ES= 0.76 y $p < 0.05$), al igual que aumentó el rango de movimiento (0.4-1.3 $^{\circ}$, ES= 0.57 y $p < 0.05$) (Tabla 6).

No se observó efecto biela \times potencia en ninguna de las variables analizadas ($p > 0.05$).

6.4. DISCUSIÓN

El principal hallazgo de este estudio fue que pequeños cambios en la longitud de la biela durante el pedaleo submáximo no tuvieron efecto en el gasto metabólico, pero sí en la biomecánica del pedaleo (cinemática y cinética). Una biela de mayor longitud provocó un ligero aumento tanto del torque positivo durante la fase propulsiva como torque negativo en el recobro del pedal, provocando una reducción de la proporción de impulso positivo. Además, provocó un ligero aumento de la flexión y el rango de movimiento en la cadera y la rodilla, sin cambios en el tobillo. Los cambios cinéticos no tienen por qué manifestarse en el mismo sentido que los metabólicos (Korff, et al., 2007). Por otro lado, los cambios cinemáticos no fueron lo suficientemente importantes como para tener repercusiones en el gasto energético (Ferrer-Roca, Bescos, et al., 2014). Sin embargo, futuros estudios deberían evaluar los efectos a largo plazo, de realizar cambios a bielas de mayor longitud sobre los patrones de coordinación muscular y las lesiones por sobreuso.

Las características antropométricas (peso y talla) y el nivel de experiencia (8.1 ± 3.4 años) de los ciclistas del presente estudio (Tabla 1) fueron similares a las descritas en estudios previos para ciclistas amateurs (Ferrer-Roca, et al., 2012). La longitud media de las bielas (173.3 mm) concuerda con la longitud óptima recomendada en estudios previos (20% de la longitud de la entrepierna) (J. C. Martin & Spirduso, 2001).

Efectos de la modificación de la longitud de la biela sobre variables fisiológicas

La longitud de la biela no tuvo influencia en ninguna de las variables fisiológicas analizadas, siendo similar el gasto metabólico pedaleando a la misma cadencia con las tres bielas estudiadas (165, 170 y 175 mm) (Tabla 2).

Estos resultados son consistentes con los encontrados en tres de los cuatro estudios experimentales previos sobre pedaleo submáximo, que no encontraron diferencias entre bielas de 160 a 200 mm (Astrand, 1953), de 165 a 175 mm (Morris & Londeree, 1997), y de 145 a 195 mm (McDaniel, et al., 2002), con independencia de que las bielas fueran las que habitualmente utilizaban los ciclistas. Sin embargo, solo un estudio realizado en niños de 6 a 10 años apunta que longitudes de biela de 140 a 160 mm son más económicas que longitudes de biela extremas de 100 o 200 mm (Klimt & Voigt, 1974). A partir de los resultados obtenidos en el presente estudio, la mayor evidencia científica se posiciona en la no influencia de pequeños cambios en la longitud de la biela en el gasto metabólico del pedaleo.

Efectos de la modificación de longitud de biela sobre variables biomecánicas

Los cambios en la longitud de la biela tuvieron efecto en las variables cinéticas del pedaleo, incrementando tanto torque positivo como el negativo, reduciendo la proporción de impulso positivo (Tabla 3). Teniendo en cuenta que el torque es negativo en el recobro del pedal, entre los ~ 210 - 330° del ciclo de pedaleo (Korff, et al., 2007), probablemente los cambios observados en la proporción de impulso positivo son debidos a que como una biela de mayor longitud incrementa ese torque negativo, la manera de mantener la misma potencia de pedaleo, es la de producir un mayor torque positivo. En cierta medida, estos resultados contradicen la creencia de que una mayor longitud de biela requiere de una menor aplicación de fuerza en el pedal (I. E. Faria, 1992; Too, 1990), ya que no tiene en cuenta el efecto de la extremidad contralateral durante el recobro del pedal. Estas diferencias encontradas no tuvieron efecto sobre la eficiencia gruesa, lo cual es consistente con estudios previos que no encontraron relación entre el gasto energético de pedaleo y el índice de fuerza efectiva (Korff, et al., 2007; G. Mornieux, et al., 2008; Theurel, et al., 2012). Sin embargo, estos cambios cinéticos podrían tener importantes efectos sobre el patrón muscular del pedaleo. De hecho, se podría reducir la fatiga muscular

disminuyendo la actividad de la musculatura extensora más importante de la extremidad inferior (i.e. vasto lateral y recto femoral, como extensores de rodilla) durante la fase propulsiva e incrementando la actividad de los músculos flexores más importantes (i.e. recto femoral como flexor de cadera, bíceps femoral y tibial anterior) (G. Mornieux, et al., 2008; Takaishi, Yamamoto, Ono, Ito, & Moritani, 1998; Theurel, et al., 2012). Por lo tanto, parece razonable considerar que una biela de mayor longitud podría modificar el patrón coordinativo entre los músculos de la extremidad inferior, lo cual debería investigarse en estudios futuros.

De otra parte, los valores de extensión en las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo fueron similares en las distintas longitudes de biela (Tabla 4), probablemente debido a que la altura del sillín fue modificada con el objetivo de mantener constante la distancia sillín-pedal (Barratt, et al., 2011). Algunos estudios previos no tuvieron en cuenta esta modificación, siendo, probablemente la causa de que encontraran una mayor extensión de rodilla con una biela más larga (Mileva, et al., 2004). En el presente estudio, incrementar la longitud de biela aumentó los valores de flexión y el rango de movimiento en la cadera y la rodilla, sin cambios en el tobillo. Estos resultados son completamente coincidentes con los observados en estudios previos sobre pedaleo supramáximo (Barratt, et al., 2011; Too & Landwer, 2000). Sin embargo, las modificaciones cinemáticas no tuvieron impacto en el gasto metabólico, posiblemente porque fueron muy pequeñas (1.8-3.4°) en comparación con las referidas en otros estudios que realizaron cambios más amplios en la longitud de la biela (4-14° cada ~35 mm de biela) (Too & Landwer, 2000). Además, una biela más larga supuso una mayor flexión de cadera (valores inferiores a 20°) y de rodilla (valores inferiores a 70°) que las reflejadas en estudios previos (Carpes, Dagnese, Mota, & Stefanyshyn, 2009; Ferrer-Roca, et al., 2012; Garcia-Lopez, et al., 2009; Price & Donne, 1997) y con un comportamiento opuesto de estas articulaciones al habitual cuando se incrementa la potencia de pedaleo (como se explicará más adelante). El incremento de flexión de rodilla durante el pedaleo se ha relacionado con el aumento de fuerzas de compresión patelofemoral (R. Bini, et al., 2010). De

hecho, la utilización de bielas demasiado largas se ha asociado con el dolor anterior de la rodilla (Asplund & Pierre, 2004) que es una de las lesiones por sobreuso de mayor prevalencia y la que provoca mayor pérdida de tiempo de entrenamiento (Clarsen, Krosshaug, & Bahr, 2010). Futuros estudios deberían evaluar el efecto a largo plazo del uso de bielas de excesiva longitud relacionado con lesiones por sobreuso.

Efectos del aumento de potencia

De forma lógica, la potencia de pedaleo aumentó el gasto metabólico, aumentando la frecuencia cardiaca (Tabla 2). También aumentó la eficiencia gruesa desde 18.4-18.7% a 150 W hasta 21.5-22.0% a 250 W, lo que concuerda con estudios previos realizados en ciclistas amateurs hasta los ~250 W (Chavarren & Calbet, 1999). Estudios más recientes han mostrado que la eficiencia gruesa aumenta con el incremento de la potencia de pedaleo hasta el 50% de la potencia máxima, manteniéndose estable a partir de este punto (de Koning, et al., 2012). Desafortunadamente el presente trabajo no incluyó una valoración de la potencia máxima de los ciclistas. Sin embargo, diez de los doce ciclistas fueron capaces de realizar una prueba de pedaleo a 300 W con las tres longitudes de biela, obteniendo valores similares ($p>0.05$) a los mostrados a 250 W (21.8-22.3% vs 21.5-22.0%, respectivamente). Estos datos no fueron finalmente incluidos en el análisis, porque dos ciclistas no fueron capaces de finalizar la prueba y otros cuatro obtuvieron un cociente respiratorio mayor de 1.0 (i.e. la eficiencia gruesa no debería calcularse a partir de este valor).

El aumento de la potencia también afectó a las variables biomecánicas del pedaleo (Tablas 3 a 6). El torque positivo se incrementó durante la fase propulsiva, mientras que los valores de torque fueron menos negativos durante el recobro del pedal, causando por tanto un aumento de la proporción de impulso positivo a medida que aumentó la potencia (Tabla 3). Estos resultados

están en la línea de estudios anteriores, en los que el principal efecto de aumentar la potencia de pedaleo a cadencia constante fue un aumento en la fuerza máxima aplicada al pedal (Sanderson, 1991; Sanderson, et al., 2000) y una disminución del torque mínimo durante la subida del pedal (Rossato, Bini, Carpes, Diefenthaler, & Moro, 2008). De hecho, “ la capacidad de generar un torque propulsor durante la fase de recobro refleja la habilidad de los ciclistas de cómo mínimo soportar el peso de la extremidad contralateral durante el recobro del pedal (Rossato, et al., 2008). Este efecto ha sido descrito recientemente como una estrategia para retrasar la fatiga en la musculatura extensora de la rodilla, implicando en mayor medida la musculatura flexora de la pierna contralateral (Theurel, et al., 2012). Los cambios más importantes se encontraron a 250 W, y fueron contrarios a los producidos por el aumento de longitud de biela, posiblemente debido a que los ciclistas destacaron su mejor potencial (Sanderson, et al., 2000), como así indica su mejor valor de eficiencia gruesa.

Las variables cinemáticas también se vieron afectadas por el incremento de la potencia de pedaleo (Tablas 4 a 6). En la misma línea que trabajos anteriores, la extensión de cadera y rodilla aumentó con el incremento de la potencia (R Bini, et al., 2010), sin que su flexión disminuyera de manera proporcional, incrementando por tanto el rango de movimiento. Este patrón cinemático ha sido descrito en estudios previos como una adaptación de los ciclistas profesionales cuando desarrollan grandes valores de potencia en comparación con ciclistas amateurs (García-Lopez, et al., 2009). Además, en el presente estudio, el rango de movimiento del tobillo se mantuvo siempre inferior a 20°, mientras que en estudios previos, ciclistas de élite mostraron valores superiores a 20°, considerando la cinemática del tobillo como un factor clave entre ciclistas de diferente nivel (A. Chapman, et al., 2009). En estudios previos los cambios en la longitud de la biela produjeron adaptaciones concretas en la actividad muscular de la rodilla y el tobillo (Mileva, et al., 2004). Probablemente, los cambios cinemáticos se derivan de una mayor implicación de los músculos glúteo mayor (extensor de cadera) y tibial anterior (flexor de tobillo), considerados los principales responsables de una mayor producción de

potencia y mejor aplicación de fuerza efectiva, respectivamente (Blake, et al., 2012). Futuros trabajos que utilicen EMG podrían confirmar las hipótesis arriba mencionadas.

La principal limitación del estudio ha sido no haber realizado una prueba de esfuerzo máxima que hubiera dado la posibilidad de calcular el VO_{2max} y por tanto caracterizar las distintas potencias (150, 200 y 250 W) utilizadas por los participantes del estudio en intensidad relativa ($\%VO_{2max}$). Sin embargo, en estudios previos se ha destacado que las variables biomecánicas deberían analizarse a la misma intensidad absoluta, (e.g. 200 W) en vez de a las mismas intensidades relativas (e.g. 70% del VO_{2max} o $3 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$) con el objetivo de poder interpretar el comportamiento de estas variables (Garcia-Lopez, et al., 2009; Leirdal & Ettema, 2011a). Otra limitación del estudio ha sido no contar con un mayor número de sujetos, de forma que se hubieran podido establecer correlaciones entre las variables fisiológicas y biomecánicas analizadas. Igualmente, con sujetos de diferente nivel competitivo, podría haberse analizado la posible influencia de este factor, junto con la longitud de biela, en las variables fisiológicas y biomecánicas analizadas. Futuros trabajos deberían resolver las limitaciones mencionadas.

6.5. CONCLUSIONES Y APLICACIONES PRÁCTICAS

Este es el primer estudio que analiza conjuntamente los efectos derivados de introducir pequeños cambios en la longitud de la biela ($\pm 5 \text{ mm}$) en las variables fisiológicas y biomecánicas durante el pedaleo submáximo. Estos cambios no producen variaciones en la eficiencia metabólica del pedaleo, lo que coincide con la mayoría de los estudios previos realizados con mayores modificaciones en la longitud de la biela. Sin embargo, sí se producen alteraciones en la biomecánica del pedaleo conforme aumenta la longitud de la biela que son contrarias a las que se producen naturalmente cuando aumenta la potencia de pedaleo. Una biela más larga provoca la pérdida de la

proporción positiva del impulso, debido al aumento de peso dejado sobre el pedal durante la fase de recobro, obligando a incrementar la fuerza aplicada en la bajada del pedal, para mantener la misma potencia desarrollada. Además, una biela de mayor longitud aumenta la flexión y el rango de movimiento de las articulaciones de cadera y rodilla, lo cual podría tener implicaciones a largo plazo, relacionadas con las fuerzas de compresión patelofemoral y la sollicitación de los músculos que participan en el pedaleo. Debido al estrecho margen que los fabricantes de componentes de bicicletas dejan respecto a la elección de la longitud de la biela (i.e. 165, 170, 172.5, y 175 mm), en caso de duda recomendamos la elección de una biela de longitud más corta, que mejoraría la proporción de impulso positivo sin afectar al gasto energético. Futuros estudios deben abordar los efectos de la utilización de bielas de diferente longitud en el patrón coordinativo muscular y su relación con las lesiones por sobreuso.

7.- CONCLUSIONES, APLICACIONES PRÁCTICAS Y LÍNEAS DE FUTURO

- ✓ El ajuste de la altura del sillín mediante el método antropométrico no se ajusta a la altura de sillín seleccionada por ciclistas de alto nivel, ni asegura un ángulo de flexión de rodilla óptimo durante el pedaleo (método de goniometría dinámica). Esto podría deberse a que las referencias antropométricas fueron tomadas en una época donde se usaban pedales planos o con rastrales en vez de pedales automáticos.
- ✓ A partir de las consideraciones anteriores, se propone una ecuación actualizada que relaciona las medidas antropométricas con el ángulo de flexión de la rodilla durante el pedaleo para ajustar la altura de sillín, recomendándose el uso del método goniométrico dinámico en ciclistas de alto rendimiento.
- ✓ El método de goniometría estática subestima la flexión de rodilla (9-12°), la flexión plantar del tobillo (7-13°) y la flexión de cadera (4-7°) respecto a la goniometría dinámica. Estas diferencias son dependientes de la altura del sillín, por lo que el uso de la goniometría estática para el ajuste de la altura del sillín podría llevar a interpretaciones erróneas sobre el grado de elongación de la musculatura esencial en el pedaleo.
- ✓ Actualmente es posible realizar una valoración goniométrica dinámica del pedaleo con métodos de bajo coste (cámaras de vídeo de alta velocidad y software libre 2D), asegurando un buen registro cinematográfico.
- ✓ Pequeños cambios en la altura del sillín ($\pm 2\%$) preferida por ciclistas entrenados afectan a la cinemática de la cadera, rodilla y tobillo, y en menor medida a la eficiencia durante el pedaleo. Los cambios en la eficiencia se pueden deber al aumento de la velocidad angular de la rodilla y el tobillo al incrementar la altura del sillín.
- ✓ Futuros trabajos sobre eficiencia de pedaleo deben poner especial atención en el ajuste de la altura del sillín de los ciclistas. Igualmente, se debería evaluar el efecto a largo plazo de pequeños cambios en la altura del sillín sobre la eficiencia gruesa y cinemática de la extremidad inferior.
- ✓ Pequeños cambios en la longitud de la biela preferida por ciclistas entrenados (± 5 mm) no producen cambios metabólicos pero si en la

técnica de pedaleo. Una biela más larga provoca un aumento de peso dejado sobre el pedal durante la fase de recobro, obligando a incrementar la fuerza aplicada en la bajada del pedal, para mantener la misma potencia desarrollada. Además, también aumenta la flexión y el rango de movimiento de las articulaciones de cadera y rodilla, lo cual podría ser contraindicado a largo plazo.

- ✓ Debido al estrecho margen que los fabricantes de componentes de bicicletas dejan respecto a la elección de la longitud de la biela, en caso de duda, recomendamos la selección de una biela de longitud más corta. Futuras investigaciones deberían evaluar los efectos a largo plazo de pequeñas variaciones de la longitud de la biela en la técnica de pedaleo y la eficiencia energética.
- ✓ A modo de conclusión general, la realización de esta Tesis Doctoral ha permitido constatar que pequeñas variaciones en el ajuste de la bicicleta, como la altura del sillín y la longitud de la biela, producen cambios importantes en la biomecánica del pedaleo, que explican en parte los cambios metabólicos observados, si bien estos últimos son menos sensibles a las modificaciones efectuadas. Estos resultados sugieren que sería recomendable que los ciclistas de alto nivel realizasen un ajuste de la bicicleta mediante un análisis biomecánico, teniendo en cuenta sus características individuales. En este sentido, para el ajuste de la altura del sillín, se ha constatado cómo los métodos antropométricos o goniométricos estáticos son menos recomendables que el análisis de la cinemática 2D del pedaleo. Igualmente, pequeños cambios en la longitud de la biela han producido modificaciones en la cinemática y cinética del pedaleo, recomendándose, en caso de duda, la utilización de una biela más corta. Futuros trabajos deberán evaluar los efectos a largo plazo de las modificaciones en la altura del sillín y la longitud de la biela.

8. BIBLIOGRAFÍA

- Aagaard, P., & Andersen, J. L. (2010). Effects of strength training on endurance capacity in top-level endurance athletes. *Scand J Med Sci Sports*, 20 Suppl 2, 39-47.
- Aagaard, P., Andersen, J. L., Bennekou, M., Larsson, B., Olesen, J. L., Crameri, R., . . . Kjaer, M. (2011). Effects of resistance training on endurance capacity and muscle fiber composition in young top-level cyclists. *Scand J Med Sci Sports*, 21(6), e298-307.
- Abbiss, C. R., & Laursen, P. B. (2005). Models to explain fatigue during prolonged endurance cycling. *Sports Med*, 35(10), 865-898.
- Abbiss, C. R., & Laursen, P. B. (2008). Describing and understanding pacing strategies during athletic competition. *Sports Med*, 38(3), 239-252.
- Abbiss, C. R. P., Jeremiah J; Laursen, Paul B (2009). Optimal cadence selection during cycling. *Int SportMed J*, 10(1), 15.
- Ahlquist, L. E., Bassett, D. R., Jr., Sufit, R., Nagle, F. J., & Thomas, D. P. (1992). The effect of pedaling frequency on glycogen depletion rates in type I and type II quadriceps muscle fibers during submaximal cycling exercise. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 65(4), 360-364.
- Algarra, J. L., & Gorrotxategi, A. (2012). El entrenamiento en el ciclismo de ruta. Competición y ciclodeportistas. Nuevas tecnologías. Guipúzcoa: Biocorp Europa, SL.
- Allen, H., & Coggan, A. (2010). *Training and Racing with a Power Meter* (Second ed.). Boulder, Colorado: Velopress.
- Asplund, C., & Pierre, P. S. (2004). Knee Pain and Bicycling. *Phys & Sportsmed*, 32(4), 23-30.
- Astrand, P. O. (1953). Study of bicycle modifications using a motor driven treadmill-bicycle ergometer. *Arbeitsphysiologie*, 15(1), 23-32.
- Atkinson, G., Davison, R., Jeukendrup, A., & Passfield, L. (2003). Science and cycling: current knowledge and future directions for research. *J Sports Sci*, 21(9), 767.
- Atkinson, G., Peacock, O., & Passfield, L. (2007). Variable versus constant power strategies during cycling time-trials: prediction of time savings using an up-to-date mathematical model. *J Sports Sci*, 25(9), 1001-1009.
- Balmer, J., Bird, S., & Davison, R. (2008). Indoor 16.1-km time-trial performance in cyclists aged 25- 63 years. *J Sports Sci*, 26(1), 57-62.
- Balmer, J., Bird, S., Davison, R., & Lucia, A. (2008). Effect of age on 16.1-km time-trial performance. *J Sports Sci*, 26(2), 197-206.
- Balmer, J., Davison, R. C., & Bird, S. R. (2000). Peak power predicts performance power during an outdoor 16.1-km cycling time trial. *Med Sci Sports Exerc*, 32(8), 1485-1490.

- Balmer, J., Potter, C. R., Bird, S. R., & Davison, R. C. (2005). Age-related changes in maximal power and maximal heart rate recorded during a ramped test in 114 cyclists age 15-73 years. *J Aging Phys Act*, 13(1), 75-86.
- Bandy, W. D., Irion, J. M., & Briggler, M. (1997). The effect of time and frequency of static stretching on flexibility of the hamstring muscles. *Phys Ther*, 77(10), 1090-1096.
- Barratt, P. R., Korff, T., Elmer, S. J., & Martin, J. C. (2011). Effect of crank length on joint-specific power during maximal cycling. *Med Sci Sports Exerc*, 43(9), 1689-1697.
- Belluye, N., & Cid, M. (2001). Approche biomecanique du cyclisme moderne, donnees de la litterature. / Biomechanics approach to modern cycling, literature data's. *Sci & Sports*, 16(2), 71-87.
- Bertollo, M., di Fronso, S., Filho, E., Lamberti, V., Ripari, P., Machado, V., . . . Robazza, C. (2015). To Focus or Not to Focus: Is Attention on the Core Components of Action Beneficial for Cycling Performance? *Sport Psychol*, 29, 10.
- Bezodis, N. E., Salo, A. I., & Trewartha, G. (2010). Choice of sprint start performance measure affects the performance-based ranking within a group of sprinters: which is the most appropriate measure? *Sports Biomech*, 9(4)
- Billat, L. V. (2001). Interval training for performance: a scientific and empirical practice. Special recommendations for middle- and long-distance running. Part I: aerobic interval training. *Sports Med*, 31(1), 13-31.
- Bini, R., & Carpes, F. P. (2014). *Biomechanics of cycling*: Springer.
- Bini, R., Diefenthaler, F., & Mota, C. (2010). Fatigue effects on the coordinative pattern during cycling: Kinetics and kinematics evaluation. *J Electromyogr Kinesiol*, 20(1), 102-107.
- Bini, R., Hume, P. A., & Croft, J. L. (2011). Effects of Bicycle Saddle Height on Knee Injury Risk and Cycling Performance. *Sports Med*, 41(6), 463-476.
- Bini, R., Tamborindeguy, A., & Mota, C. (2010). Effects of Saddle Height, Pedaling Cadence, and Workload on Joint Kinetics and Kinematics During Cycling. *J Sport Rehab*, 19(3), 301-314.
- Bini, R. R. (2012). Patellofemoral and tibiofemoral forces in cyclists and triathletes: effects of saddle height. *J Sci Cycling*, 1(1), 9-14.
- Bini, R. R., & Diefenthaler, F. (2010). Kinetics and kinematics analysis of incremental cycling to exhaustion. *Sports Biomech*, 9(4), 223-235.
- Bini, R. R., Hume, P. A., & Kilding, A. E. (2014). Saddle height effects on pedal forces, joint mechanical work and kinematics of cyclists and triathletes. *Eur J Sport Sci*, 14(1), 44-52.

- Bini, R. R., Rossato, M., Diefenthaler, F., Carpes, F. P., dos Reis and, D. C., & Moro. (2010). Pedaling cadence effects on joint mechanical work during cycling. *Isokinet Exerc Sci*, 18(1), 7-13.
- Blake, O. M., Champoux, Y., & Wakeling, J. M. (2012). Muscle coordination patterns for efficient cycling. *Med Sci Sports Exerc*, 44(5), 926-938.
- Blake, O. M., & Wakeling, J. M. (2012). Muscle coordination during an outdoor cycling time trial. *Med Sci Sports Exerc*, 44(5), 939-948.
- Blanchfield, A. W., Hardy, J., De Morree, H. M., Staiano, W., & Marcora, S. M. (2014). Talking yourself out of exhaustion: the effects of self-talk on endurance performance. *Med Sci Sports Exerc*, 46(5), 998-1007.
- Bonetti, D. L., & Hopkins, W. G. (2009). Sea-level exercise performance following adaptation to hypoxia: a meta-analysis. *Sports Med*, 39(2), 107-127.
- Borg, G. A. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Med Sci Sports Exerc*, 14(5), 377-381.
- Bosquet, L., Montpetit, J., Arvisais, D., & Mujika, I. (2007). Effects of tapering on performance: a meta-analysis. *Med Sci Sports Exerc*, 39(8)
- Brouwer, E. (1957). On simple formulae for calculating the heat expenditure and the quantities of carbohydrate and fat oxidized in metabolism of men and animals, from gaseous exchange (oxygen and carbonic acid output) and urine-N. *Acta Physiol Pharmacol Neerl*, 6, 795-802.
- Candau, R. B., Grappe, F., Menard, M., Barbier, B., Millet, G. Y., Hoffman, M. D., . . . Rouillon, J. D. (1999). Simplified deceleration method for assessment of resistive forces in cycling. *Med Sci Sports Exerc*, 31(10), 1441-1447.
- Candotti, C. T., Ribeiro, J., Soares, D. P., De Oliveira, Á. R., Loss, J. F., & Guimarães, A. C. S. (2007). Effective force and economy of triathletes and cyclists. *Sports Biomech*, 6(1), 31-43.
- Carpes, F. P., Dagnese, F., Mota, C. B., & Stefanyshyn, D. J. (2009). Cycling with noncircular chainring system changes the three-dimensional kinematics of the lower limbs. *Sports Biomech*, 8(4), 275-283.
- Cavanagh, P. R., & Sanderson, D. J. (1986). The biomechanics of cycling: studies of the pedaling mechanics of elite pursuit riders *In Burke, E.R. (ed.), Science of cycling, Champaign, Ill., Human Kinetics Publishers, c1986, p.91-122.* United States.
- Cavanagh, P. R., & Williams, K. R. (1982). The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running. *Med Sci Sports Exerc*, 14(1), 30-35.
- Clarsen, B., Krosshaug, T., & Bahr, R. (2010). Overuse injuries in professional road cyclists. *Am J Sports Med*, 38(12), 2494-2501.

- Cordova, A., Latasa, I., Seco, J., Villa, G., & Rodriguez-Falces, J. (2014). Physiological Responses during Cycling With Oval Chainrings (Q-Ring) and Circular Chainrings. *J Sports Sci Med*, 13(2), 410-416.
- Coyle, E. F., Feltner, M. E., Kautz, S. A., Hamilton, M. T., Montain, S. J., Baylor, A. M., . . . Petrek, G. W. (1991). Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance. *Med Sci Sports Exerc*, 23(1), 93-107.
- Coyle, E. F., Sidossis, L. S., Horowitz, J. F., & Beltz, J. D. (1992). Cycling efficiency is related to the percentage of type I muscle fibers. *Med Sci Sports Exerc*, 24(7), 782-788.
- Chapman, A., Vicenzino, B., Blanch, P., & Hodges, P. (2009). Do differences in muscle recruitment between novice and elite cyclists reflect different movement patterns or less skilled muscle recruitment? *J Sci Med Sport*, 12(1), 31-34.
- Chapman, A. R., Vicenzino, B., Blanch, P., & Hodges, P. W. (2008). Patterns of leg muscle recruitment vary between novice and highly trained cyclists. *J Electromyogr Kinesiol*, 18(3)
- Chapman, R. F., Stray-Gundersen, J., & Levine, B. D. (2010). Epo production at altitude in elite endurance athletes is not associated with the sea level hypoxic ventilatory response. *J Sci Med Sport*, 13(6), 624-629.
- Chavarren, J., & Calbet, J. A. (1999). Cycling efficiency and pedalling frequency in road cyclists. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 80(6), 555-563.
- de Koning, J. J., Noordhof, D. A., Lucia, A., & Foster, C. (2012). Factors affecting gross efficiency in cycling. *Int J Sports Med*, 33(11), 880-885.
- de Vey Mestdagh, K. (1998). Personal perspective: in search of an optimum cycling posture. *Appl Ergon*, 29(5), 325-334.
- Debraux, P., Bertucci, W., Manolova, A. V., Rogier, S., & Lodini, A. (2009). New method to estimate the cycling frontal area. *Int J Sports Med*, 30(4), 266-272.
- Debraux, P., Grappe, F., Manolova, A. V., & Bertucci, W. (2011). Aerodynamic drag in cycling: methods of assessment. *Sports Biomech*, 10(3), 197-218.
- Despires, M. (1974). An electromyographic study of competitive road cycling conditions simulated on a treadmill. In Nelson RC & Morehouse C (Eds.), *Biomechanics IV* (pp. 349-355). Baltimore: University Park Press.
- di Prampero, P. E. (2000). Cycling on Earth, in space, on the Moon. *Eur J Appl Physiol*, 82(5-6), 345-360.
- di Prampero, P. E., Cortili, G., Mognoni, P., & Saibene, F. (1979). Equation of motion of a cyclist. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol*, 47(1), 201-206.
- Disley, B. X., & Li, F. X. (2014). The effect of Q factor on gross mechanical efficiency and muscular activation in cycling. *Scand J Med Sci Sports*, 24(1), 117-121.

- Dorel, S., Couturier, A., & Hug, F. (2008). Intra-session repeatability of lower limb muscles activation pattern during pedaling. *J Electromyogr Kinesiol*, 18(5), 857-865.
- Dorel, S., Couturier, A., & Hug, F. (2009). Influence of different racing positions on mechanical and electromyographic patterns during pedalling. *Scand J Med Sci Sports*, 19(1), 44-54.
- Du Bois, D., & Du Bois, E. F. (1989). A formula to estimate the approximate surface area if height and weight be known. 1916. *Nutrition*, 5(5), 303-311.
- Edwards, L. M., Jobson, S. A., George, S. R., Day, S. H., & Nevill, A. M. (2009). Whole-body efficiency is negatively correlated with minimum torque per duty cycle in trained cyclists. *J Sport Sci*, 27(4), 319-325.
- Ericson, M. O., & Nisell, R. (1987). Patellofemoral joint forces during ergometric cycling. *Phys Ther*, 67(9), 1365-1369.
- Ericson, M. O., Nisell, R., Arborelius, U. P., & Ekholm, J. (1985). Muscular activity during ergometer cycling. *Scand J Rehabil Med*, 17(2), 53-61.
- Ericson, M. O., Nisell, R., & Németh, G. (1988). Joint motions of the lower limb during ergometer cycling. *J Orthop Sport Phys*, 9(8), 273 - 278.
- Ettema, G., & Loras, H. W. (2009). Efficiency in cycling: a review. *Eur J Appl Physiol*, 106(1), 1-14.
- European Commission. (2015). Promoting cycling: changes to expect, from http://ec.europa.eu/transport/road_safety/specialist/knowledge/pedestrians/promote_cycling_and_bicycle_helmets_or_not/promoting_cycling_changes_to_expect_en.htm
- Faria, E. W. (2009). Recent advances in specific training for cycling. *Int Sport Med J*, 10(1), 16-32.
- Faria, E. W., Parker, D. L., & Faria, I. E. (2005). The Science of Cycling: Physiology and Training. Part 1. *Sports Med*, 35(4), 285-312.
- Faria, E. W., Parker, D. L., & Fria, I. E. (2005). The Science of Cycling: Factors Affecting Performance. Part 2. *Sports Med*, 35(4), 313-337.
- Faria, I. E. (1992). Energy expenditure, aerodynamics and medical problems in cycling: an update. *Sports Med*, 14(1), 43-63.
- Farrell, K. C., Reisinger, K. D., & Tillman, M. D. (2003). Force and repetition in cycling: possible implications for iliotibial band friction syndrome. *The Knee*, 10(1), 103-109.
- Ferguson, R. A., Ball, D., Krstrup, P., Aagaard, P., Kjaer, M., Sargeant, A. J., . . . Bangsbo, J. (2001). Muscle oxygen uptake and energy turnover during dynamic

- exercise at different contraction frequencies in humans. *J Physiol*, 536 (Pt 1), 261-271.
- Fernandez-Garcia, B., Perez-Landaluce, J., Rodriguez-Alonso, M., & Terrados, N. (2000). Intensity of exercise during road race pro-cycling competition. *Med Sci Sports Exerc*, 32(5), 1002-1006.
- Ferrer-Roca, V., Bescos, R., Roig, A., Galilea, P., Valero, O., & Garcia-Lopez, J. (2014). Acute effects of small changes in bicycle saddle height on gross efficiency and lower limb kinematics. *J Strength Cond Res*, 28(3), 784-791.
- Ferrer-Roca, V., Roig, A., Galilea, P., & Garcia-Lopez, J. (2012). Influence of saddle height on lower limb kinematics in well-trained cyclists: static vs. Dynamic evaluation in bike fitting. *J Strength Cond Res*, 26(11), 3025-3029.
- Ferrer-Roca, V., Vretos, N., Argyris, C., Fibla, G., & Cotura, M. (2014). Validación de un nuevo método para la determinación del área frontal en ciclismo. Paper presented at the XXXVII Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales. , Madrid.
- Fonda, B., Sarabon, N., & Li, F. X. (2014). Validity and reliability of different kinematics methods used for bike fitting. *J Sports Sci*, 32(10), 940-946.
- Foss, O., & Hallen, J. (2005). Cadence and performance in elite cyclists. *Eur J Appl Physiol*, 93(4), 453-462.
- Fredriksen, H., Dagfinrud, H., Jacobsen, V., & Maehlum, S. (1997). Passive knee extension test to measure hamstring muscle tightness. / Test d' extension passive du genou pour mesurer la raideur des ischio-jambiers. *Scand J Med Sci Sports*, 7(5), 279-282.
- Fundación ECA Beareau Veritas, F., & Dirección General de Tráfico, D. (2011). *Barómetro Anual de la bicicleta*.
- Galloway, S. D., & Maughan, R. J. (1997). Effects of ambient temperature on the capacity to perform prolonged cycle exercise in man. *Med Sci Sports Exerc*, 29(9), 1240-1249.
- Garcia-Lopez, J. (2008). Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte. Buenos Aires; Madrid: Medica Panamericana.
- Garcia-Lopez, J. (2009). Valoración Biomecánica. In N. m. editores (Ed.), *Medicina y Fisiología del Ciclismo* (Vol. 1, pp. 532-631). Barcelona.
- Garcia-Lopez, J., Díez-Leal, S., Rodríguez-Marroyo, J. A., Larrazabal, J., De Galdeano, I. G., & Villa, J. G. (2009). Mechanical efficiency between cyclists of different competition level. *Biomechanica*, 17(2), 9-20.
- Garcia-Lopez, J., Ogueta-Alday, A., Díez-Leal, S., Larrazabal, J., & Rodríguez-Marroyo, J. A. (2014). Differences in pedalling technique between road cyclists of different competitive levels. . *J Sports Sci*. doi: Under 3th Review

- Garcia-Lopez, J., Ogueta-Alday, A., Larrazabal, J., & Rodriguez-Marroyo, J. A. (2014). The use of velodrome tests to evaluate aerodynamic drag in professional cyclists. *Int J Sports Med*, 35(5), 451-455.
- Garcia-Lopez, J., Rodriguez-Marroyo, J. A., Juneau, C. E., Peleteiro, J., Martinez, A. C., & Villa, J. G. (2008a). Reference values and improvement of aerodynamic drag in professional cyclists. *J Sports Sci*, 26(3), 277-286.
- Garcia-Lopez, J., Rodriguez-Marroyo, J. A., Juneau, C. E., Peleteiro, J., Martinez, A. C., & Villa, J. G. (2008b). Reference values and improvement of aerodynamic drag in professional cyclists. *J Sports Sci*, 26(3), 277-286.
- Garcia-Robes, P., Iglesias-Gutierrez, E., & Menendez, A. (2009). Nutrición del ciclista. In N. M. E. S.L. (Ed.), *Medicina y Fisiología del ciclismo* (Vol. 2, pp. 1028-1058). Barcelona.
- Garcia-Roves, P. M., Terrados, N., Fernandez, S. F., & Patterson, A. M. (1998). Macronutrients intake of top level cyclists during continuous competition--change in the feeding pattern. *Int J Sports Med*, 19(1), 61-67.
- García, M., & Llopis, R. (2011). Ideal democrático y bienestar personal. Encuesta sobre los hábitos deportivos en España 2010. Madrid: Consejo Superior de Deportes.
- Gonzalez-Haro, C., Galilea Ballarini, P. A., Soria, M., Drobnic, F., & Escanero, J. F. (2007). Comparison of nine theoretical models for estimating the mechanical power output in cycling. *Br J Sports Med*, 41(8), 506-509
- Gonzalez, H., & Hull, M. L. (1989). Multivariable optimization of cycling biomechanics. *J Biomech*, 22(11-12), 1151-1161.
- Gregor, R., & Rugg, S. (1986). Effects of saddle height and pedaling cadence on power output and efficiency during cycling. In F. R. Burke (Ed.), *Science of Cycling* (pp. 69-90). Champaign, Illinois: Human Kinetic publisher.
- Gregor, R. J., Broker, J. P., & Ryan, M. M. (1991). The biomechanics of cycling. *Exerc Sport Sci Rev*, 19, 127-169.
- Gregor, R. J., & Conconi, F. (2000). *Road cycling*. Oxford ; Malden, MA; United Kingdom: Blackwell Science.
- Gutierrez, M. (1994). Biomecánica y ciclismo. *Motricidad*, 1(1994), 77-94.
- Gutierrez, M. (1998). *Biomecánica deportiva*. Madrid: Editorial Síntesis.
- Hamley, E. J., & Thomas, V. (1967). Physiological and postural factors in the calibration of the bicycle ergometer. *J Physiol*, 191(2), 55-56.
- Hardy, J. (2006). Speaking clearly: A critical review of the self-talk literature. *Psychol Sport Exerc*, 7, 16.

- Hawley, J. A., & Noakes, T. D. (1992). Peak power output predicts maximal oxygen uptake and performance time in trained cyclists. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 65(1), 79-83.
- Hawley, J. A., Schabert, E. J., Noakes, T. D., & Dennis, S. C. (1997). Carbohydrate-loading and exercise performance. An update. *Sports Med*, 24(2), 73-81.
- Heil, D. P. (2001). Body mass scaling of projected frontal area in competitive cyclists. *Eur J Appl Physiol*, 85(3-4), 358-366.
- Heil, D. P., Derrick, T. R., & Whittlesey, S. (1997). The relationship between preferred and optimal positioning during submaximal cycle ergometry. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 75(2), 160-165.
- Hettinga, F. J., De Koning, J. J., de Vrijer, A., Wust, R. C., Daanen, H. A., & Foster, C. (2007). The effect of ambient temperature on gross-efficiency in cycling. *Eur J Appl Physiol*, 101(4), 465-471.
- Hill, A. V., & Lupton, H. (1923). Muscular Exercise, Lactic Acid, and the Supply and Utilisation of Oxygen. *Q J Med* (16), 135-171.
- Holmes, J. C., Pruitt, A. L., & Whalen, N. J. (1993). Iliotibial band syndrome in cyclists. *Am J Sports Med*, 21(3), 419-424.
- Holmes, J. C., Pruitt, A. L., & Whalen, N. J. (1994). Lower extremity overuse in bicycling. *Clin Sports Med*, 13(1), 187-205.
- Hopker, J., Coleman, D., Jobson, S. A., & Passfield, L. (2012). Inverse relationship between V O₂max and gross efficiency. *Int J Sports Med*, 33(10), 789-794.
- Hopker, J., Coleman, D., & Passfield, L. (2009). Changes in cycling efficiency during a competitive season. *Med Sci Sports Exerc*, 41(4), 912-919.
- Hopker, J., Jobson, S., Carter, H., & Passfield, L. (2010). Cycling efficiency in trained male and female competitive cyclists. *J Sports Sci Med*, 9(2), 332-337.
- Hopker, J., Passfield, L., Coleman, D., Jobson, S., Edwards, L., & Carter, H. (2009). The effects of training on gross efficiency in cycling: a review. *Int J Sports Med*, 30(12)
- Hopker, J. G., Coleman, D. A., & Wiles, J. D. (2007). Differences in efficiency between trained and recreational cyclists. *Appl Physiol Nutr Metab*, 32(6), 1036-1042.
- Houtz, S. J., & Fischer, F. J. (1959). An analysis of muscle action and joint excursion during exercise on a stationary bicycle. *J Bone Joint Surg Am*, 41-A(1), 123-131.
- Hug, F., Bendahan, D., Le Fur, Y., Cozzone, P. J., & Grelot, L. (2004). Heterogeneity of muscle recruitment pattern during pedaling in professional road cyclists: a magnetic resonance imaging and electromyography study. *Eur J Appl Physiol*, 92(3), 334-342.

- Hug, F., & Dorel, S. (2009). Electromyographic analysis of pedaling: a review. *J Electromyogr Kinesiol*, 19(2), 182-198.
- Hugh-Jones, P. (1947). The effect of seat-position on the efficiency of bicycle pedalling. *J Physiol*, 106(2), 186-193.
- Hull, M. L., & Gonzalez, H. (1988). Bivariate optimization of pedalling rate and crank arm length in cycling. *J Biomech*, 21(10), 839-849.
- Inbar, O., Dotan, R., Trousil, T., & Dvir, Z. (1983). The effect of bicycle crank-length variation upon power performance. *Ergon*, 26(12), 1139-1146.
- Jeukendrup, A. E., Craig, N. P., & Hawley, J. A. (2000). The bioenergetics of World Class Cycling. *J Sci Med Sport*, 3(4), 414-433.
- Jeukendrup, A. E., & Jentjens, R. (2000). Oxidation of carbohydrate feedings during prolonged exercise: current thoughts, guidelines and directions for future research. *Sports Med*, 29(6), 407-424.
- Jeukendrup, A. E., & Martin, J. (2001). Improving cycling performance: how should we spend our time and money. *Sports Med*, 31(7), 559-569.
- Jobson, S., Hopker, J., Korff, T., & Passfield, L. (2012). Gross efficiency and cycling performance: a brief review. *J Sci Cycling*, 1(1)(1), 3-8.
- Jobson, S. A., Hopker, J., Galbraith, A., Coleman, D. A., & Nevill, A. M. (2009). Effect of the rotor crank system on cycling performance. *J Sports Sci Med*, 8(3), 463-467.
- Jobson, S. A., Hopker, J. G., Korff, T., & Passfield, L. (2012). Gross efficiency and cycling performance: a brief review. *J Sci Cycling*, 1(1), 3-8.
- Jorge, M., & Hull, M. L. (1986). Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling. *J Biomech*, 19(9), 683-694.
- Klimt, F., & Voigt, G. B. (1974). [Studies for the standardisations of the pedal frequency and the crank length at the work on the bicycle-ergometer in children between 6 and 10 years of age (author's transl)]. *Eur J Appl Physiol*, 33(4), 315-326.
- Korff, T., Fletcher, G., Brown, D., & Romer, L. M. (2011). Effect of "Pose" cycling on efficiency and pedaling mechanics. *Eur J Appl Physiol*, 111(6), 1177-1186.
- Korff, T., Romer, L. M., Mayhew, I., & Martin, J. C. (2007). Effect of pedaling technique on mechanical effectiveness and efficiency in cyclists. *Eur J Appl Physiol*, 39(6), 991-995.
- Lamberts, R. P. (2014). Predicting cycling performance in trained to elite male and female cyclists. *Int J Sports Physiol Perform*, 9(4), 610-614.
- Laursen, P. B. (2010). Training for intense exercise performance: high-intensity or high-volume training? *Scand J Med Sci Sports*, 20 Suppl 2, 1-10.

- Laursen, P. B., Shing, C. M., Peake, J. M., Coombes, J. S., & Jenkins, D. G. (2002). Interval training program optimization in highly trained endurance cyclists. *Med Sci Sports Exerc*, 34(11), 1801-1807.
- Laursen, P. B., Shing, C. M., Peake, J. M., Coombes, J. S., & Jenkins, D. G. (2005). Influence of high-intensity interval training on adaptations in well-trained cyclists. *J Strength Cond Res*, 19(3), 527-533.
- Leirdal, S., & Ettema, G. (2011a). Pedaling technique and energy cost in cycling. *Med Sci Sports Exerc*, 43(4), 701-705.
- Leirdal, S., & Ettema, G. (2011b). The relationship between cadence, pedalling technique and gross efficiency in cycling. *Eur J Appl Physiol*, 111(12), 2885-2893.
- Lorenzo, S., Halliwill, J. R., Sawka, M. N., & Minson, C. T. (2010). Heat acclimation improves exercise performance. *J Appl Physiol (1985)*, 109(4), 1140-1147.
- Lucia, A., Hoyos, J., & Chicharro, J. L. (2000). The slow component of VO₂ in professional cyclists. *Br J Sports Med*, 34(5), 367-374.
- Lucia, A., Hoyos, J., & Chicharro, J. L. (2001a). Physiology of professional road cycling. *Sports Med*, 31(5), 325-337.
- Lucia, A., Hoyos, J., & Chicharro, J. L. (2001b). Preferred pedalling cadence in professional cycling. *Med Sci Sports Exerc*, 33(8), 1361-1366.
- Lucia, A., Hoyos, J., Perez, M., Santalla, A., & Chicharro, J. L. (2002). Inverse relationship between VO₂max and economy/efficiency in world-class cyclists. *Med Sci Sports Exerc*, 34(12), 2079-2084.
- Lucia, A., Pardo, J., Durantez, A., Hoyos, J., & Chicharro, J. L. (1998). Physiological differences between professional and elite road cyclists. *Int J Sports Med*, 19(5), 342-348.
- Lucia, A., San Juan, A. F., Montilla, M., CaNete, S., Santalla, A., Earnest, C., & Perez, M. (2004). In professional road cyclists, low pedaling cadences are less efficient. *Med Sci Sports Exerc*, 36(6), 1048-1054.
- Lundby, C., Millet, G. P., Calbet, J. A., Bartsch, P., & Subudhi, A. W. (2012). Does 'altitude training' increase exercise performance in elite athletes? *Br J Sports Med*, 46(11), 792-795.
- Macdermid, P. W., & Edwards, A. M. (2010). Influence of crank length on cycle ergometry performance of well-trained female cross-country mountain bike athletes. *Eur J Appl Physiol*, 108(1), 177-182.
- MacIntosh, B. R., Neptune, R. R., & Horton, J. F. (2000). Cadence, power, and muscle activation in cycle ergometry. *Med Sci Sports Exerc*, 32(7), 1281-1287.

- Marsh, A. P., Martin, P. E., & Sanderson, D. J. (2000). Is a joint moment-based cost function associated with preferred cycling cadence? *J Biomech*, 33(2), 173-180.
- Martin, D. T., McLean, B., Trewin, C., Lee, H., Victor, J., & Hahn, A. G. (2001). Physiological characteristics of nationally competitive female road cyclists and demands of competition. *Sports Med*, 31(7), 469-477.
- Martin, J. C., & Brown, N. A. (2009). Joint-specific power production and fatigue during maximal cycling. *J Biomech*, 42(4), 474-479.
- Martin, J. C., Douglas, L., Milliken, J. E., Cobb, J. E., K.L., M., & Coggan, A. R. (1998). Validation of a Mathematical Model for Road Cycling Power. *J Appl Biomech*, 14, 276-291.
- Martin, J. C., Gardner, A. S., Barras, M., & Martin, D. T. (2006). Modeling sprint cycling using field-derived parameters and forward integration. *Med Sci Sports Exerc*, 38(3), 592-597.
- Martin, J. C., Malina, R. M., & Spirduso, W. W. (2002). Effects of crank length on maximal cycling power and optimal pedaling rate of boys aged 8-11 years. *Eur J Appl Physiol*, 86(3), 215-217.
- Martin, J. C., & Spirduso, W. W. (2001). Determinants of maximal cycling power: crank length, pedaling rate and pedal speed. *Eur J Appl Physiol*, 84(5), 413-418.
- McDaniel, J., Durstine, J. L., Hand, G. A., & Martin, J. C. (2002). Determinants of metabolic cost during submaximal cycling. *J Appl Physiol*, 93(3), 823-828.
- Mileva, K., Green, D. A., & Turner, D. L. (2004). Neuromuscular and biomechanical coupling in human cycling: modulation of cutaneous reflex responses to sural nerve stimulation. *Exp Brain Res*, 158(4), 450-464.
- Millet, G. P., Roels, B., Schmitt, L., Woorons, X., & Richalet, J. P. (2010). Combining hypoxic methods for peak performance. *Sports Med*, 40(1), 1-25.
- Mornieux, G., Stapelfeldt, B., Gollhofer, A., & Belli, A. (2008). Effects of pedal type and pull-up action during cycling. *Int J Sports Med*, 29(10), 817-822.
- Mornieux, G., Zameziati, K., Rouffet, D., Stapelfeldt, B., Gollhofer, A., & Belli, A. (2006). Influence of pedalling effectiveness on the inter-individual variations of muscular efficiency in cycling. *Isokinet Exerc Sci*, 14(1), 63-70.
- Morris, D. M., & Londeree, B. R. (1997). The effects of bicycle crank arm length on oxygen consumption. *Can J Appl Physiol*, 22(5), 429-438.
- Moseley, L., & Jeukendrup, A. E. (2001). The reliability of cycling efficiency. *Med Sci Sports Exerc*, 33(4), 621-627.
- Mujika, I., & Laursen, P. (2012). Training methodology and periodisation for cycling. In J. Hopker & S. Jobson (Eds.), *Performance cycling. The science of success*. London: Bloomsbury Publishing.

- Mujika, I., & Padilla, S. (2001). Physiological and performance characteristics of male professional road cyclists. *Sports Med*, 31(7), 479-487.
- Mujika, I., & Padilla, S. (2003). Scientific bases for precompetition tapering strategies. *Med Sci Sports Exerc*, 35(7), 1182-1187.
- Neary, J. P., Bhambhani, Y. N., & McKenzie, D. C. (2003). Effects of different stepwise reduction taper protocols on cycling performance. *Can J Appl Physiol*, 28(4), 576-587.
- Neptune, R. R., & Herzog, W. (1999). The association between negative muscle work and pedaling rate. *J Biomech*, 32(10), 1021-1026.
- Noordhof, D. A., de Koning, J. J., van Erp, T., van Keimpema, B., de Ridder, D., Otter, R., & Foster, C. (2010). The between and within day variation in gross efficiency. *Eur J Appl Physiol*, 109(6), 1209-1218.
- Nordeen-Snyder, K. S. (1977). The effect of bicycle seat height variation upon oxygen consumption and lower limb kinematics. *Med Sci Sports*, 9(2), 113-117.
- Ogueta-Alday, A. (2014). Adaptación, validación y aplicación de una nueva tecnología para valorar la biomecánica de la carrera de resistencia. Tesis Doctoral, Universidad de León, León.
- Olds, T. (2001). Modelling human locomotion: applications to cycling. / Modelisation de la locomotion humaine: applications au cyclisme. *Sports Med*, 31(7), 497-509.
- Olds, T., & Olive, S. (1999). Methodological considerations in the determination of projected frontal area in cyclists. *J Sports Sci*, 17(4), 335-345.
- Padilla, S., Mujika, I., Angulo, F., & Goirienea, J. J. (2000). Scientific approach to the 1-h cycling world record: a case study. *J Appl Physiol* (1985), 89(4), 1522-1527.
- Paton, C. D. (2009). Effects of shoe cleat position on physiology and performance of competitive cyclists. *Int J Sports Physiol Perform*, 4(4), 517-523.
- Patterson, R. P., & Moreno, M. I. (1990). Bicycle pedalling forces as a function of pedalling rate and power output. *Med Sci Sports Exerc*, 22(4), 512-516.
- Peiffer, J. J., & Abbiss, C. R. (2010). The influence of elliptical chainrings on 10 km cycling time trial performance. *Int J Sports Physiol Perform*, 5(4), 459-468.
- Peiffer, J. J., & Abbiss, C. R. (2011). Influence of environmental temperature on 40 km cycling time-trial performance. *Int J Sports Physiol Perform*, 6(2), 208-220.
- Peveler, W. W. (2008). Effects of saddle height on economy in cycling. *J Strength Cond Res*, 22(4), 1355-1359.
- Peveler, W. W., & Green, J. M. (2011). Effects of saddle height on economy and anaerobic power in well-trained cyclists. *J Strength Cond Res*, 25(3), 629-633.

- Peveler, W. W., Pounders, J. D., & Bishop, P. A. (2007). Effects of saddle height on anaerobic power production in cycling. *J Strength Cond Res*, 21(4), 1023-1027.
- Peveler, W. W., Shew, B., Johnson, S., & Palmer, T. G. (2012). A kinematic comparison of alterations to knee and ankle angles from resting measures to active pedaling during a graded exercise protocol. *J Strength Cond Res*, 26(11), 3004-3009.
- Price, D., & Donne, B. (1997). Effect of variation in seat tube angle at different seat heights on submaximal cycling performance in man. *J Sports Sci*, 15(4), 395-402.
- Rankin, J. W., & Neptune, R. R. (2008). A theoretical analysis of an optimal chainring shape to maximize crank power during isokinetic pedaling. *J Biomech*, 41(7), 1494-1502.
- Rankin, J. W., & Neptune, R. R. (2010). The influence of seat configuration on maximal average crank power during pedaling: a simulation study. *J Appl Biomech*, 26(4), 493-500.
- Reiser, M., Meyer, T., Kindermann, W., & Daugs, R. (2000). Transferability of workload measurements between three different types of ergometer. *Eur J Appl Physiol*, 82(3), 245-249.
- Ricard, M. D., Hills-Meyer, P., Miller, M. G., & Michael, T. J. (2006). The effects of bicycle frame geometry on muscle activation and power during a wingate anaerobic test. *J Sports Sci Med*, 5(1), 25-32.
- Rodriguez-Marroyo, J. A., Garcia-Lopez, J., Chamari, K., Cordova, A., Hue, O., & Villa, J. G. (2009). The rotor pedaling system improves anaerobic but not aerobic cycling performance in professional cyclists. *Eur J Appl Physiol*, 106(1), 87-94.
- Rodriguez-Marroyo, J. A., Garcia-Lopez, J., Juneau, C. E., & Villa, J. G. (2009). Workload demands in professional multi-stage cycling races of varying duration. *Br J Sports Med*, 43(3), 180-185.
- Rodriguez-Marroyo, J. A., Garcia-Lopez, J., Villa, J. G., & Cordova, A. (2008). Adaptation of pedaling rate of professional cyclist in mountain passes. *Eur J Appl Physiol*, 103(5), 515-522.
- Rodriguez-Marroyo, J. A., Villa, G., Garcia-Lopez, J., & Foster, C. (2012). Comparison of heart rate and session rating of perceived exertion methods of defining exercise load in cyclists. *J Strength Cond Res*, 26(8), 2249-2257.
- Rossato, M., Bini, R. R., Carpes, F. P., Diefenthaler, F., & Moro, A. R. P. (2008). Cadence and Workload Effects on Pedaling Technique of Well-Trained Cyclists. *Int J Sports Med*, 29(9), 746-752.
- Sanderson, D. J. (1991). The influence of cadence and power output on the biomechanics of force application during steady-rate cycling in competitive and recreational cyclists. *J Sports Sci*, 9(2), 191-203.

- Sanderson, D. J., & Amoroso, A. T. (2009). The influence of seat height on the mechanical function of the triceps surae muscles during steady-rate cycling. *J Electromyogr Kinesiol*, 19(6).
- Sanderson, D. J., & Black, A. (2003). The effect of prolonged cycling on pedal forces. *J Sports Sci*, 21(3), 191-199.
- Sanderson, D. J., Hennig, E. M., & Black, A. H. (2000). 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*, 18(3), 173-181.
- Santalla, A., Earnest, C. P., Marroyo, J. A., & Lucia, A. (2012). The Tour de France: an updated physiological review. *Int J Sports Physiol Perform*, 7(3), 200-209.
- Schucker, L., Hagemann, N., Strauss, B., & Volker, K. (2009). The effect of attentional focus on running economy. *J Sports Sci*, 27(12), 1241-1248.
- Schumacher, Y. O., & Mueller, P. (2002). The 4000-m team pursuit cycling world record: theoretical and practical aspects. *Med Sci Sports Exerc*, 34(6), 1029-1036.
- Shennum, P. L., & deVries, H. A. (1976). The effect of saddle height on oxygen consumption during bicycle ergometer work. *Med Sci Sports*, 8(2), 119-121.
- Shuter, B., & Aslani, A. (2000). Body surface area: Du Bois and Du Bois revisited. *Eur J Appl Physiol*, 82(3), 250-254.
- Silberman, M. R., Webner, D., Collina, S., & Shiple, B. J. (2005). Road Bicycle Fit. *Clin J Sport Med*, 15(4), 269-274.
- Silder, A., Gleason, K., & Thelen, D. G. (2011). Influence of bicycle seat tube angle and hand position on lower extremity kinematics and neuromuscular control: implications for triathlon running performance. *J Appl Biomech*, 27(4), 297-305.
- So, R. C. H., Ng, J. K.-F., & Ng, G. Y. F. (2005). Muscle recruitment pattern in cycling: a review. *Physic Ther Sport*, 6(2), 89-96.
- Stepito, N. K., Hawley, J. A., Dennis, S. C., & Hopkins, W. G. (1999). Effects of different interval-training programs on cycling time-trial performance. *Med Sci Sports Exerc*, 31(5), 736-741.
- Stoate, I., & Wulf, G. (2011). Des the Attentional Focus Adopted by Swimmers Affect Their Performance? *Int J Sport Sci Coach*, 6(1), 20.
- Strutzenberger, G., Wunsch, T., Kroell, J., Dastl, J., & Schwameder, H. (2014). Effect of chainring ovality on joint power during cycling at different workloads and cadences. *Sports Biomech*, 13(2), 97-108.
- Swart, J., Tucker, R., Lamberts, R. P., Albertus-Kajee, Y., & Lambert, M. I. (2008). Potential causes of chronic anterior knee pain in a former winner of the Tour de France. *International SportMed Journal*, 9(4), 162-171.

- Takaishi, T., Yamamoto, T., Ono, T., Ito, T., & Moritani, T. (1998). Neuromuscular, metabolic, and kinetic adaptations for skilled pedaling performance in cyclists. *Med Sci Sports Exerc*, 30(3), 442-449.
- Tatterson, A. J., Hahn, A. G., Martin, D. T., & Febbraio, M. A. (2000). Effects of heat stress on physiological responses and exercise performance in elite cyclists. *J Sci Med Sport*, 3(2), 186-193.
- Tenenbaum, G., & Connolly, C. T. (2008). Attention allocation under varied workload and effort perception in rowers. *Psychol Sport Exerc*, 9, 13.
- Theurel, J., Crepin, M., Foissac, M., & Temprado, J. J. (2012). Effects of different pedalling techniques on muscle fatigue and mechanical efficiency during prolonged cycling. *Scand J Med Sci Sports*, 22(6), 714-721.
- Tod, D., Hardy, J., & Oliver, E. (2011). Effects of self-talk: a systematic review. *J Sport Exerc Psychol*, 33(5), 666-687.
- Tomas, A., Ross, E. Z., & Martin, J. C. (2010). Fatigue during maximal sprint cycling: unique role of cumulative contraction cycles. *Med Sci Sports Exerc*, 42(7), 1364-1369.
- Too, D. (1990). Biomechanics of cycling and factors affecting performance. *Sports Med*, 10(5), 286-302.
- Too, D., & Landwer, G. E. (2000). The effect of pedal crank arm length on joint angle and power production in upright cycle ergometry. *J Sports Sci*, 18(3), 153-161.
- Umberger, B. R., & Martin, P. E. (2001). Testing the planar assumption during ergometer cycling. *J Appl Biomech*, 17(1), 55-62.
- Umberger, B. R., Scheuchenzuber, H. J., & Manos, T. M. (1998). Differences in power output during cycling at different seat tube angles. *J Hum Mov Stud* (35), 16.
- Van Sickle, J. R., Jr., & Hull, M. L. (2007). Is economy of competitive cyclists affected by the anterior-posterior foot position on the pedal? *J Biomech*, 40(6), 1262-1267.
- van Zyl, E., Schwellnus, M. P., & Noakes, T. D. (2001). A Review of the Etiology, Biomechanics, Diagnosis, and Management of Patellofemoral Pain in Cyclists. *Int SportMed J*, 2(1), 1.
- Verbeke, G., & Molenberghs, G. (1997). *Linear mixed models in practice. A SAS-oriented approach*. New York: Springer.
- Vogt, S., Heinrich, L., Schumacher, Y., Blum, A., Roecker, K., Dickhuth, H. H., & Schmid, A. (2006). Power Output during Stage Racing in Professional Road Cycling. *Med Sci Sports Exerc*, 38(1), 147-153.
- Vogt, S., Schumacher, Y. O., Roecker, K., Dickhuth, H. H., Schoberer, U., Schmid, A., & Heinrich, L. (2007). Power Output during the Tour de France. *Int J Sports Med*, 28(9), 756-761.

- Vrints, J., Koninckx, E., Van Leemputte, M., & Jonkers, I. (2011). The Effect of Saddle Position on Maximal Power Output and Moment Generating Capacity of Lower Limb Muscles During Isokinetic Cycling. *J Appl Biomech*, 27(1), 1-7.
- Wasserman, K., Hansen, J., Sue, D., Stringer, W., & Whipp, B. (2004). *Principles of Exercise Testing and Interpretation*. Philadelphia (PA): Lippincott Williams & Wilkins.
- Westgarth-Taylor, C., Hawley, J. A., Rickard, S., Myburgh, K. H., Noakes, T. D., & Dennis, S. C. (1997). Metabolic and performance adaptations to interval training in endurance-trained cyclists. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 75(4), 298-304.
- Wittekind, A. L., Micklewright, D., & Beneke, R. (2011). Teleoanticipation in all-out short-duration cycling. *Br J Sports Med*, 45(2), 114-119.
- Yeadon, M. R., & Challis, J. H. (1994). The future of performance-related sports biomechanics research. *J Sports Sci*, 12(1), 3-32.
- Zani, Z. (2010). *Pedalear bien*. Madrid: Ediciones Tutor.

9. ANEXO 1

INFLUENCE OF SADDLE HEIGHT ON LOWER LIMB KINEMATICS IN WELL-TRAINED CYCLISTS: STATIC VS. DYNAMIC EVALUATION IN BIKE FITTING

VENTURA FERRER-ROCA,^{1,2} ANDREU ROIG,¹ PIERO GALILEA,¹ AND JUAN GARCÍA-LÓPEZ²

¹Performance and Health Research Group for High-Level Sports (GIRSANE), High Performance Center (CAR), Sant Cugat del Vallès, Spain; and ²Faculty of Physical Activity and Sports Sciences, Institute of Biomedicine (IBIOMED), University of Leon, Leon, Spain

ABSTRACT

Ferrer-Roca, V, Roig, A, Galilea, P, and García-López, J. Influence of saddle height on lower limb kinematics in well-trained cyclists: Static vs. dynamic evaluation in bike fitting. *J Strength Cond Res* 26(11): 3025–3029, 2012—In cycling, proper saddle height is important because it contributes to the mechanical work of the lower limb joints, thus altering pedaling efficiency. The appropriate method to select optimal saddle height is still unknown. This study was conducted to compare a static (anthropometric measurements) vs. a dynamic method (2D analysis) to adjust saddle height. Therefore, an examination of the relationship between saddle height, anthropometrics, pedaling angles, and hamstring flexibility was carried out. Saddle height outside of the recommended range (106–109% of inseam length) was observed in 56.5% of the subjects. Inappropriate knee flexion angles using the dynamic method were observed in 26% of subjects. The results of this study support the concept that adjusting saddle height to 106–109% of inseam length may not ensure an optimal knee flexion (30–40°). To solve these discrepancies, we applied a multiple linear regression to study the relationship between anthropometrics, pedaling angles, and saddle height. The results support the contention that saddle height, inseam length, and knee angle are highly related ($R^2 = 0.963$, $p < 0.001$). We propose a novel equation that relates these factors to recommend an optimal saddle height (108.6–110.4% of inseam length).

KEY WORDS cycling biomechanics, bike fit, anthropometrics, analysis of movement

INTRODUCTION

In cycling, saddle height modifies the mechanical work of the lower limb joints (3) and alters the pedaling efficiency (10,11,13–15). Until now, several authors have proposed different bicycle fit methods to select an optimal saddle height as static evaluations (measurements at rest) or dynamic evaluations (measurements while riding) (18). Static evaluations (i.e., anthropometrics or goniometric) have been used more than dynamic (i.e., 2D motion analysis), possibly because of their simplicity, low cost, and easier use in bicycle shops (5).

For a static evaluation, anthropometric measures, such as trochanteric height and inseam length, have been widely used to adjust saddle height (2,5,11). For example, in terms of anaerobic power output, Hamley and Thomas (11) proposed the 109% of the inseam as the optimal saddle height. Nordeen-Snyder compared aerobic efficiency at 3 different saddle heights (101.7, 107.1, and 112.1%). According to other authors (5), 107% of inseam could be considered as optimum saddle height (11). Likewise, Gregor and Broker (9) suggested a range of 106–109% of inseam length as optimal seat height during cycling. These anthropometric studies considered the inseam as the distance from the ischium to the floor and measured the saddle height from the center of the pedal axle to the top of the saddle, when the crank is parallel to the seat tube. Goniometric evaluation was recommended by Holmes et al. (12) as a new static method to fit saddle height. In a static position, cyclists should achieve a knee angle of 25–35° with the pedal located at the bottom dead center (18) and not >115° with the pedal located in the top dead center (5). Recent studies demonstrated that riders reached their best aerobic performance when a saddle height that gave a knee angle of 25° was selected and emphasized that this method produced a different saddle height compared with that of Hamley and Thomas's method (14,15). However, it is also well known that using Holmes et al.'s method, the knee angle measurement depends on the ankle angle, and the knee flexion is higher while increasing ankle plantar flexion (3).

For a dynamical approach, 2D motion analyses were used in some studies where the effect of saddle height on knee

Address correspondence to Ventura Ferrer-Roca, vferrer@car.edu.
26(11)/3025–3029

Journal of Strength and Conditioning Research
© 2012 National Strength and Conditioning Association

angle was evaluated while pedaling (4,16,17). Although it was not recognized as a method to adjust saddle height in a recent review (3), a previous study recognized it as a dynamic method (18). Although its correspondence with Holmes et al.'s method is still unclear, it has been reported that lateral pelvic tilt (rocking from side to side) increases knee flexion by approximately 5–6° with respect to static goniometry evaluation (6). According to these findings, the knee flexion angle of 25–35° during a static evaluation could correspond with an angle of 30–40° during a dynamic evaluation (5,8,16). However, it has been shown that other variables such as hamstring flexibility could also affect knee angle during pedaling (dynamic evaluation), because hamstring length changes as saddle height changes, and this could condition the cyclists to select the saddle height according to his or her hamstring flexibility (12).

Given the variety of approaches, this study was conducted to compare static (anthropometric measurements) vs. dynamic methods (2D analysis) to adjust the saddle height. We examined the relationship between saddle height, anthropometrics, pedaling angles, and hamstring flexibility in well-trained riders, using their habitual bike fit. We hypothesized that Gregor and Broker's reference (106–109% of inseam length) would not ensure a knee flexion angle of 30–40° while pedaling. In addition, we hypothesized that hamstring flexibility could affect the saddle height selected by high-level cyclists.

METHODS

Experimental Approach to the Problem

This study was performed partly as a result of conflicting findings in the literature regarding the different methods for recommending an optimal saddle height. Accepting that static methods have been used widely in the scientific literature (1), in this study, we hypothesized that a static method does not coincide with a dynamic one in high-level cyclists. A cross-sectional approach was used to solve this dilemma. The study sample was divided into 2 groups according to Gregor and Broker's reference (Table 1). The cyclists that selected a relative saddle height outside of 106–109% were clustered in group A ($n = 10$), whereas cyclists with a relative saddle height inside the range were clustered in group B ($n = 13$). One-way analysis of variance (ANOVA) was done to identify differences between groups A and group B. After that, a multivariable analysis was used to find the relationship between the dependent variable (saddle height) and the independent variables (inseam length, knee flexion angle, hip flexion angle, ankle flexion angle, hamstring flexibility, and saddle back).

Subjects

Twenty-three high-level male cyclists participated in this study (21.8 ± 3.5 years, 67.8 ± 6.8 kg, 1.77 ± 0.04 m). All of them were healthy male competitors (Continental and under 23 UCI categories) with several years' cycling experience.

They were tested at the end of the preparation period (February), just before starting the competitions ($9,222 \pm 1,862$ km of training). The evaluation protocol was designed according to the Helsinki Conference for research on human beings, and all the cyclists signed informed consent before starting the study. The study Protocol was approved by the Committee of Ethics in Research of the Institution where this study was conducted.

Procedures

All the cyclists were evaluated at the same time of the day (in the morning, between 09:00 and 12:00), under similar environmental conditions (21–23° C, 60–65% relative humidity). After a 24-hour period with no hard training, the subjects reported to our laboratory (~100-m altitude). They were able to drink water ad libitum to avoid dehydration. Initially, an anthropometric tape (Holtain Ltd.; Crymych, United Kingdom) was used to measure saddle height, saddle back, stem height, and inseam length by the same researcher. For the results to be comparable with that of the Gregor and Broker method (9), saddle height was measured from the center of the pedal axle to the saddle top, with the pedal at the most distal end. In addition, saddle height was divided by inseam length to get the riders' relative saddle height.

To perform the 2D analysis, reflective markers of a 15-mm diameter were attached to the greater trochanter, the lateral femoral condyle, the lateral malleolus, and the lateral aspect of the fifth metatarsal-phalangeal joint. After a 10-minute warm-up, the cyclists performed a 6-minute trial at 90–100 rpm on a free training roller (Tacx Antares Roller T1000.Tacx; Wassenaar, Netherlands). They used their own bike, cycling shoes, and clipless pedals while pedaling with the hands in a dropped position. Sagittal videos at 50-Hz sampling frequency were acquired during the last 2 minutes of the trial from each cyclist's right lower limb by a single camera perpendicular to the movement plane and 10 m away from the subject. The recorded videos were analyzed on a computer using a commercial software program (TCD2008. SportSupport Online S.L; Barcelona, Spain). A single experimenter estimated the sagittal hip, knee, and ankle angles following Nordeen-Snyder's convention (13) directly on the video image by marking the reflective markers attached. We calculated the mean of the sagittal plane angles of 5 pedaling cycles of every trial. According to Umberger and Martin (19), sagittal plane kinematics of the hip, knee, and ankle during cycling were similar to the respective angles measured in 3D.

After the cycling test, the cyclists' hamstring flexibility was measured by the passive knee test. Following Fredriksen et al. (7), measurement of the knee extension angle was made with the subject lying supine and the leg being measured held at 90°. The subjects were also instructed to keep their low back flat on the table to limit further possible pelvic rotation during the measurement. Hip flexion position was

TABLE 1. Mean, SD, and range of the characteristics of the subjects and their bicycles.*†

	Group A (n = 10)		Group B (n = 13)	
	Mean ± SD	Range	Mean ± SD	Range
Age (y)	21.1 ± 3.5	18.3–29.0	22.4 ± 3.5	18.6–29.3
Mass (kg)	69.3 ± 8.8	57.4–89.0	66.6 ± 4.8	54.6–72.9
Height (cm)	178.5 ± 1.6	171.2–188.6	176.3 ± 3.8	170.7–183.0
E (cm)	87.0 ± 5.2	82.6–91.7	82.5 ± 3.4‡	78.4–87.7
SH (cm)	93.9 ± 3.1	88.4–99.8	91.4 ± 3.3	87.2–96.3
SHE (%)	107.8 ± 0.8	106.0–108.9	110.7 ± 1.0‡	109.3–112.3
SB (cm)	7.6 ± 1.9	4.0–10.9	5.8 ± 1.1‡	4.3–7.8

*E = inseam length; SH = saddle height; SHE = saddle height relative to the inseam length; SB = saddle back.

†Group A (cyclists with a seat height between 106 and 109% of inseam length) and group B (cyclists with a seat height >109% of inseam length).

‡Significant differences ($p \leq 0.05$) between group A and group B.

maintained while the lower leg was passively moved into the final position of knee extension. The final position was defined as the point at which the experimenter perceived resistance to stretch. A sagittal plane video was recorded during the test. After that, a 2D analysis was carried out to measure the knee angle in the final position (TCD 2008 software; SportSupport Online S.L; Barcelona, Spain). Previous studies reported that this test had appropriate intratester and intertester reliability in measuring hamstring flexibility (7).

Statistical Analyses

Descriptive data are expressed as arithmetic mean ± SD. Statistical analysis was carried out using SPSS+ version 15.0 (Chicago, IL, USA). The Kolmogorov-Smirnov test

was applied to ensure a Gaussian distribution of the results. One-way ANOVA was performed to identify the differences between group A and group B. Newman-Keuls post hoc analysis was used to establish statistical differences between means. After that, a multivariable analysis was used to find the relationship between the dependent variable (saddle height) and the independent variables (inseam length, knee flexion angle, hip flexion angle, ankle flexion angle, hamstring flexibility, and saddle back). Intraclass correlation coefficient (ICC) was determined to assess intratester reliability. To do

this, all the subjects were measured twice by the same observer. The time between measurements was approximately 3 months. The ICC values were 0.91 for the hip angle, 0.96 for the knee angle, 0.92 for the ankle angle, and 0.97 for the knee angle in the passive knee test. Statistical significance was set at $p \leq 0.05$, whereas a trend was noted when $p \leq 0.10$.

RESULTS

All the subjects completed the testing sessions without any incidents or injuries. The relative saddle height selected by 43.5% of the riders was inside the range of 106–109% of inseam length (group A). The rest of the cyclists (56.5%) chose a higher relative saddle height (group B). Therefore, none of the riders used a saddle height <106%, and the entire group B selected a saddle height >109%.

During the dynamic evaluation, 50% of group A worked out with a knee flexion angle outside the recommended range (30–40°). On the other hand, in group B, 7.7% presented knee angles outside of this range. Differences between group A and group B are given in Table 1 and Figure 1. The ANOVA showed significant differences between both groups in inseam length ($F = 11.595, p < 0.05$), hip angle ($F = 15.995, p < 0.001$), knee angle ($F = 14.746, p < 0.001$), relative saddle height ($F = 45.693, p < 0.001$), and saddle back ($F = 8.122, p < 0.05$). The riders in group B had lower inseam length, and they selected a higher saddle height relative to the inseam and shorter saddle setback. In addition, they worked out with lower values of hip angle and knee angle than group A did. Although no differences were found in the passive knee test, they were close to statistical significance ($p = 0.08$).

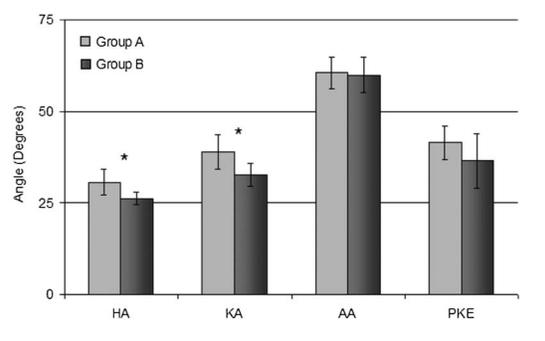


Figure 1. Comparison between group A (cyclists with a seat height between 106 and 109% of inseam length) and group B (cyclists with a seat height >109% of inseam length) for the lower limb flexion angles performed during the 6-minute trial and the passive knee extension test. Hip angle (HA), Knee angle (KA), Ankle angle (AA) and Passive knee extension angle (PKE). Data is expressed in degrees. *Values are significantly different, $P \leq 0.05$.

In the multiple regression analysis, independent variables inseam length and knee angle were taken into account to predict saddle height ($R^2 = 0.937$, $p < 0.001$):

$$SH = 22.1 + (0.896 E) - (0.15 KA),$$

where SH, the saddle height, is in centimeters, E is the inseam length in centimeters, and KA is the recommended knee angle in degrees (30–40°).

DISCUSSION

The main finding of this study was that static (anthropometric measurements) and dynamic (2D analysis) methods to adjust the saddle height in high-level cyclists did not coincide. The cyclists in group A selected a relative saddle height of 107.8% ($\pm 0.8\%$). Hence, according to static method theories, we could assert that these riders had chosen optimal conditions (9). Nevertheless, when we analyzed the knee angle during cycling (dynamic method), we found that 50% of this group worked out with excessive flexion, exceeding the limit of 40°, with the crank parallel to the seat tube and the pedal located close to the bottom position. In group B, we found different results, and only 7.7% of the riders exceeded this limit. To solve these discrepancies, a multiple linear regression was applied. Saddle height was predicted ($R^2 = 0.937$, $p < 0.001$) taking into account inseam length (static method) and knee angle (dynamic evaluation). If these variables were replaced in the equation by the recommended reference of 30–40° and the mean inseam length of our riders (93.9 ± 3.1 cm), we would obtain a saddle height range of 108.6–110.4% of inseam. In a similar line to our results, Peveler demonstrated in 3 different studies that using 109% of inseam was outside the recommended limits to improve cycling economy (25–35° static knee angle) (15). Furthermore, our range of relative saddle height is higher than the limits recommended by other authors, where riders used toe-clip pedals (11,13). In our case, as in modern cycling, the cyclists worked out with clipless interfaces. This probably caused an increment of knee flexion angle and required a higher position of the saddle compared with the toe-clip pedal configuration. At this point, we would like to point out that it is possible that the majority of the equations for predicting seat height from inseam length (2,11,13) were obtained with toe clip instead of clipless pedals (around the 1990s). Further studies are required to confirm this hypothesis, by comparing knee angles while pedaling with these 2 types of pedals.

When examining the kinematic results of the 2 groups, we can see that a lower selected saddle height relative to the inseam caused an increment of the knee angle and hip flexion angle while cycling with the crank parallel to the seat tube and the pedal located close to the bottom position. These findings confirm the suggestion of other authors (4,10,13) that hip and knee joints are sensitive to saddle height changes. Contrary to other studies, saddle height changes did not show any influence on ankle kinematics (3,13). Nordeen-Snyder (13)

reported that plantar flexion at bottom dead center increased by 8% with increases in saddle height. In this study, these differences were probably caused by the large change in saddle height, from 107.1–112% of inseam. We did not find this relationship, possibly because of the lack of riders who selected a saddle height of 112% of inseam.

Another purpose of this study was to determine if hamstring flexibility could affect the saddle height selected by well-trained cyclists. We carried out the passive knee test to evaluate the hamstring flexibility of the riders. Bandy and Irion (1) defined a subject with limited hamstring muscle as having a passive knee flexion angle $>30^\circ$ measured with the femur held at 90° of hip flexion. With this consideration in mind, both groups had limited hamstring muscles, because group A reached $41.3 \pm 4^\circ$ and group B reached $36.5 \pm 7.4^\circ$. Considering that inflexibility of the hamstring-muscle groups was related to a greater flexion of the knee (20) and that riders with tight hamstring muscles tend to select a lower saddle position ($p = 0.08$), we think that further studies should be conducted with a greater sample to determine if low-level hamstring flexibility could have an influence on the position of the cyclist and the bicycle setup.

In conclusion, this study indicates that a static method based on anthropometric measurements (106–109%) does not ensure an optimal knee angle during pedaling (30–40°) in high-level cyclists. This could be because the majority of the studies for predicting seat height from inseam length, which were done a long time ago (around the 1990s), when toe clip instead of clipless pedals were used. Another possibility is the influence of hamstring flexibility related to this relation, although further studies with a greater sample should be conducted to confirm this hypothesis. This study proposes a new range of inseam length to estimate seat height when clipless pedals are used (108.6–110.4%). Future studies should compare knee angles while pedaling with these 2 types of pedals. Additionally, further experimental and longitudinal studies are required to evaluate the effects of previous training adaptation on the optimal reference (static vs. dynamic) for setting the bicycle saddle height.

PRACTICAL APPLICATIONS

Saddle height is an important factor of a correct bike set up for an optimized performance. Until now, several authors have proposed different bicycle fit methods to select an optimal saddle height. This study was conducted to compare a static (anthropometric measurements) vs. a dynamic method (2D analysis) to adjust the saddle height. Our results support the view that adjusting saddle height from 106 to 109% of the inseam (static method) does not ensure an optimal knee angle while pedaling (dynamic method), because these references could be valid only to toe-clip pedals instead of clipless pedals. We propose a novel equation ($SH = 22.1 + [0.896E] - [0.15KA]$) that relates the inseam length (E) and the recommended knee angle while pedaling (KA) to set an optimal saddle height (SH) using the modern pedals. As

a result of this equation, a new saddle height range of 108.6–110.4% of inseam is suggested. Changes in saddle height modify the range of motion and the mechanical work of the lower limb joints. Consequently, we suggest making these changes in small increments, especially in cyclists with limited hamstring flexibility. Besides anthropometrics, we recommend that coaches should consider a kinematic analysis of their bicycle configuration to optimize pedaling efficiency.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors would like to thank the “Centre d’Alt Rendiment” (CAR) in Sant Cugat del Vallès (Spain) for their help in developing this study. None of the authors have received any payment, grant, research support, or other financial support or payment related to this work. The methods and opinions mentioned in this manuscript do not constitute endorsement by the National Strength and Conditioning Association.

REFERENCES

1. Bandy, WD, Irion, JM, and Briggler, M. The effect of time and frequency of static stretching on flexibility of the hamstring muscles. *Phys Ther* 77: 1090–1096, 1997.
2. Belluye, N and Cid, M. Biomechanics approach to modern cycling, literature data's. Approche biomecanique du cyclisme moderne, donnees de la litterature. *Sci Sports* 16: 71–87, 2001.
3. Bini, R, Hume, PA, and Croft, JL. Effects of bicycle saddle height on knee injury risk and cycling performance. *Sports Med* 41: 463–476, 2011.
4. Bini, RR, Tamborindoguy, AC, and Mota, CB. Effects of saddle height, pedaling cadence, and workload on joint kinetics and kinematics during cycling. *J Sport Rehabil* 19: 301–314, 2010.
5. de Vey Mestdagh, K. Personal perspective: In search of an optimum cycling posture. *Appl Ergon* 29: 325–334, 1998.
6. Farrell, KC, Reisinger, KD, and Tillman, MD. Force and repetition in cycling: Possible implications for iliotibial band friction syndrome. *Knee* 10: 103–109, 2003.
7. Fredriksen, H, Dagfinrud, H, Jacobsen, V, and Maehlum, S. Passive knee extension test to measure hamstring muscle tightness. Test d'extension passive du genou pour mesurer la raideur des ischio-jambiers. *Scand J Med Sci Sports* 7: 279–282, 1997.
8. García-López, J, Díez-Leal, S, Rodríguez-Marroyo, JA, Larrazabal, J, De Galdeano, IG, and Villa, JG. Mechanical efficiency between cyclists of different competition level. Eficiencia mecánica de pedaleo en ciclistas de diferente nivel competitivo. *Biomecanica* 17: 9–20, 2009.
9. Gregor, RJ, Broker, JP, and Ryan, MM. The biomechanics of cycling. *Exerc Sport Sci Rev* 19: 127–169, 1991.
10. Gregor, RJ and Conconi, F. *Road Cycling*. Oxford: Blackwell Science, 2000.
11. Hamley, EJ and Thomas, V. Physiological and postural factors in the calibration of the bicycle ergometer. *J Physiol* 191: 55–56, 1967.
12. Holmes, JC, Pruitt, AL, and Whalen, NJ. Iliotibial band syndrome in cyclists. *Am J Sports Med* 21: 419–424, 1993.
13. Nordeen-Snyder, KS. The effect of bicycle seat height variation upon oxygen consumption and lower limb kinematics. *Med Sci Sports* 9: 113–117, 1977.
14. Peveler, WW. Effects of saddle height on economy in cycling. *J Strength Cond Res* 22: 1355–1359, 2008.
15. Peveler, WW and Green, JM. Effects of saddle height on economy and anaerobic power in well-trained cyclists. *J Strength Cond Res* 25: 629–633, 2011.
16. Price, D and Donne, B. Effect of variation in seat tube angle at different seat heights on submaximal cycling performance in man. *J Sports Sci* 15: 395–402, 1997.
17. Sanderson, DJ and Amoroso, AT. The influence of seat height on the mechanical function of the triceps surae muscles during steady-rate cycling. *J Electromyogr Kinesiol* 19: 465–471, 2009.
18. Silberman, MR, Webner, D, Collina, S, and Shiple, BJ. Road bicycle fit. *Clin J Sport Med* 15: 269–274, 2005.
19. Umberger, BR and Martin, PE. Testing the planar assumption during ergometer cycling. *J Appl Biomech* 17: 55–62, 2001.
20. van Zyl, E, Schwelanus, MP, and Noakes, TD. A review of the etiology, biomechanics, diagnosis, and management of patellofemoral pain in cyclists. *Int Sport Med J* 2: 1, 2001.

10. ANEXO 2

ACUTE EFFECTS OF SMALL CHANGES IN BICYCLE SADDLE HEIGHT ON GROSS EFFICIENCY AND LOWER LIMB KINEMATICS

VENTURA FERRER-ROCA,^{1,2} RAÚL BESCÓS,³ ANDREU ROIG,¹ PIERO GALILEA,¹ OLIVER VALERO,⁴ AND JUAN GARCÍA-LÓPEZ²

¹Sport Science and Medical Unit, Performance and Health Research Group for High-Level Sports, High Performance Sport Center of Sant Cugat (CAR), Barcelona, Spain; ²Department of Physical Education and Sports, Institute of Biomedicine (IBIOMED), University of Leon, Leon, Spain; ³Department of Physiology, National Institute of Physical Education INEF-C-Barcelona, Universitat de Barcelona (UB), Barcelona, Spain; and ⁴Applied Statistics Service Universitat Autònoma de Barcelona (UAB), Barcelona, Spain

ABSTRACT

Ferrer-Roca, V, Bescós, R, Roig, A, Galilea, P, Valero, O and García-López, J. Acute effects of small changes in bicycle saddle height on gross efficiency and lower limb kinematics. *J Strength Cond Res* 28(3): 784–791, 2014—The aim of the present study was to assess the acute effects of small changes in bicycle saddle height on gross efficiency (GE) and lower-limb kinematics. Well-trained cyclists ($n = 14$) performed a sub-maximal pedaling test (~ 70 – 75% of the $\dot{V}O_2\text{max}$) at constant cadence (90 rpm). It consisted of 3 randomized sets of 6 minutes with the preferred saddle height, 2% higher and 2% lower. Gross efficiency was significantly lower and oxygen consumption ($\dot{V}O_2$) was significantly higher when raising the saddle ($GE = 19.9 \pm 1.5\%$; $\dot{V}O_2\text{max} = 43.8 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$) than when lowering it ($GE = 20.4 \pm 1.3\%$; $\dot{V}O_2 = 42.8 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$). Additionally, a change of 0.8% in GE ($20.6 \pm 1.6\%$ to $19.8 \pm 1.6\%$, $p < 0.05$) was observed when comparing the positions where the best and worst GE was obtained. A significant effect of the small changes in saddle height on lower limb kinematics was also observed ($p < 0.05$). The differences between lower and higher saddle positions, in hip, knee, and ankle joints were an increase of extension (~ 4 , 7 , and 8° , respectively), a decrease of flexion (~ 3 , 4 , and 4° , respectively) and, consequently, an increase of the range of movement (~ 1 , 3 , and 4° , respectively). The results of the present study indicate that small changes in saddle height affected GE and lower limb kinematics. The observed changes in lower limb kinematics could justify, in part, the GE changes. Further research should evaluate long-

term effects of these small modifications in the seat height on GE and lower limb kinematics.

KEY WORDS cycling, bike fitting, seat height, pedaling efficiency

INTRODUCTION

Proper bicycle configuration reduces aerodynamic drag (16), improves cycling efficiency (12,25,29–31,33), and may prevent overuse injuries (2). Saddle height is an important factor in correct bike fitting. Based on static evaluations, a 25° knee angle during goniometric assessment with the pedal located at the bottom dead center seems to be an optimal saddle height to improve pedaling efficiency and also prevent injuries (32). Additionally, anthropometric measurements such as ~ 109 – 110% of inseam length (15) or ~ 100 – 102% of trochanteric height (33,34) have been recommended to adjust the saddle height when the modern clipless pedals are used. However, recent studies have considered a dynamic evaluation instead of a static one as a component of the bike fitting process (15,32). These authors suggest the use of video analysis to obtain a knee flexion angle of 30 – 40° when the crank is parallel to the seat tube and the pedal is located close to the bottom position during active pedaling at optimal saddle height.

To the best of our knowledge, only 2 previous studies have evaluated the effect of changing the seat height on pedaling efficiency and lower limb kinematics during active pedaling (29,33). One of them ($n = 10$ female students) compared 3 different saddle heights (95, 100, and 105% of trochanteric height) and recommended 100% of trochanteric height as optimum saddle height (29). The other ($n = 14$ experienced male cyclists) demonstrated that pedaling efficiency was better with seat height at either 96 or 100% of trochanteric height compared with 104% (33). This second study obtained major kinematic changes at the knee and at the ankle when the saddle height was modified. These findings were consistent

Address correspondence to Ventura Ferrer-Roca, vferrer@car.edu.
28(3)/784–791

Journal of Strength and Conditioning Research
© 2014 National Strength and Conditioning Association

with those reported in the literature when changing the saddle height 11 (12), 15 (36), and 6% (5).

In a recent review (2), it was claimed that changing the saddle height 4% (e.g., from 96 to 100% of trochanteric height) is a wide range, more than any experienced cyclist would consider. Therefore, it seems necessary to know if smaller variations in saddle height could affect both gross efficiency (GE) and lower limb kinematics. Furthermore, various of the abovementioned studies (12,29,33) have not taken into account the preferred saddle height of the cyclists, where their pedaling technique could be more efficient (8). It has been demonstrated that well-trained cyclists have a stable pedaling pattern (9). Furthermore, they optimize their oxygen consumption at cycle geometries (seat-tube angles) that elicit similar lower-limb kinematics as the preferred geometries from their own bicycles (19).

The aim of this study was to assess the acute effects of small changes in saddle height on gross efficiency and lower-limb kinematics in well-trained cyclists. It was hypothesized that these changes would cause a loss of efficiency and major alterations to lower limb kinematics as an acute response.

METHODS

Experimental Approach to the Problem

The cyclists reported to our laboratory at the same time of day on 2 occasions, separated by 1 week, under similar environmental conditions (21–23° C, 60–65% relative humidity) and after a 24-hour period with no hard training. In the first week, they did an incremental maximal exercise test to establish the intensity of the submaximal sets of pedaling. Furthermore, anthropometric characteristics of the subjects and bicycle dimensions were obtained. In the second week, the cyclists performed a submaximal test with 3 different saddle height positions (preferred, 2% higher and 2% lower) to obtain gross efficiency and lower limb kinematics. During all the tests, mechanical variables of pedaling were strictly controlled by an electronically braked ergometer. Physiological variables were continuously measured by a computerized gas analyzer and biomechanical variables were recorded by a high-speed 2-dimensional video analysis system.

Subjects

Fourteen well-trained cyclists volunteered to participate in this study (age, 32.6 ± 5.6 years;

range, 20.2–41.5 years; 72.5 ± 9.3 kg; 1.76 ± 0.05 m; body mass index, 23.4 ± 2.0 kg·m⁻²). Participants were members of competitive cycling or triathlon events and none of them reported any medical conditions at the time of the study. They had 8 ± 5 years of experience in competitions, and their average weekly training volume was 15.7 ± 5.0 hours. Other cyclists' characteristics were shown in Table 1. Subjects were informed of the procedures, methods, benefits, and possible risks involved in the study before their written consent was obtained. The study protocol was approved by the Ethics Committee of the Sports Council of Catalonia and met the requirements of the Declaration of Helsinki for research on human beings.

Procedures

Power output, heart rate, and pedal cadence were controlled by an electronically braked ergometer (SRM; Schoberer Rad Messtechnik, Julich, Germany) during the incremental and submaximal pedaling tests (11). The SRM ergometer was adapted to the characteristics of the cyclists' bicycles and was calibrated according to the manufacturer's recommendations (offset of powermeter slope). Oxygen uptake ($\dot{V}O_2$), ventilation (V_E), carbon dioxide production (V_{CO_2}), and respiratory exchange ratio (RER) were continuously measured breath-by-breath by a computerized gas analyzer (Jaeger Oxycon Mobile; CareFusion Corporation, San Diego, CA, USA) (Figure 1). Before each test, ambient conditions were measured and the gas analyzer and respiratory flowmeter were calibrated following the manufacturer's instructions, using high-precision calibration gases (15 ± 0.001% O₂ and 6 ± 0.001% CO₂;

TABLE 1. Anthropometric characteristics of the cyclists and bicycle dimensions at their preferred saddle height position.*

	Mean ± SD	Range
Anthropometric and bicycle measurements		
Trochanteric height (m)	0.886 ± 0.031	0.814–0.937
Inseam length (m)	0.830 ± 0.036	0.779–0.896
Saddle height (m)	0.745 ± 0.038	0.681–0.813
Saddle back (m)	0.062 ± 0.017	0.039–0.095
Crank length (m)	0.173 ± 0.002	0.170–0.180
Saddle height (% TH)	103.6 ± 2.3	100.1–108.6
Saddle height (% IL)	110.6 ± 2.6	106.0–117.6
Incremental test		
$\dot{V}O_2$ max (ml·kg ⁻¹ ·min ⁻¹)	59.0 ± 6.5	51.9–69.5
Maximal heart rate (b·min ⁻¹)	180 ± 11	161–196
Maximal aerobic power output (W)	378 ± 29	325–419
Maximal aerobic power output (W·kg ⁻¹)	5.28 ± 0.73	4.27–6.20
VT-% $\dot{V}O_2$ max	64.8 ± 7.8	59.9–80.4
RCT-% $\dot{V}O_2$ max	85.3 ± 7.5	80.1–96.3

*Physiological values obtained during the incremental test. % TH = percentage of trochanteric height; % IL = percentage of inseam length; VT = ventilatory threshold; RCT = respiratory compensation threshold.

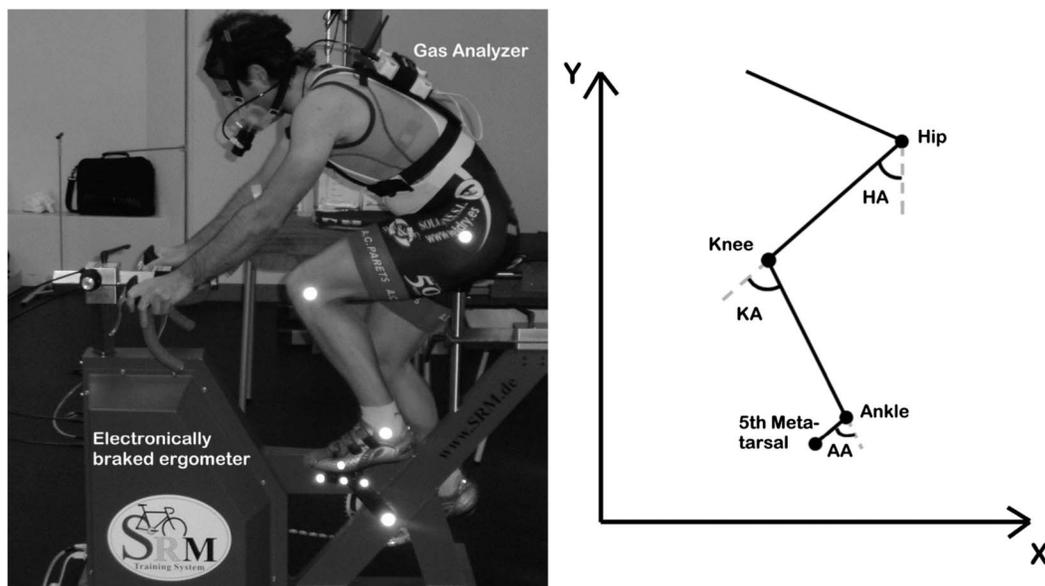


Figure 1. Materials location, cyclist's position and placement of the reflective markers during the experimental procedure (left). Convention used to specify angular displacement of the hip (HA), knee (KA), and ankle joints (AA) (right).

Abelló Linde S.A., Barcelona, Spain) and a 3.0-L syringe (COSMED S.R.L; Rome, Italy).

Anthropometric and Bicycle Measurements. An anthropometric tape (Holtain LTD, Crymych, United Kingdom) and a Harpenden anthropometer (CMS instruments, London, United Kingdom) were used to measure bicycle (saddle height, saddle back, crank length, and handlebars position) and anthropometric (trochanteric height and inseam length) dimensions. All the measurements were performed by the same researcher. Trochanteric height was the length from the most prominent bony surface of the greater trochanter to the floor (2). Inseam length was the barefoot distance between the ground and the pubis (10). Saddle height was the distance between crank center to top of saddle (24). Saddle back was the horizontal distance between the crank center and the saddle tip. Crank length was the distance between both crank and pedal axes (24) and was indicated by the manufacturer. Handlebar position was determined by the vertical distance between the top of the saddle and the middle of the handlebar, and by the horizontal distance between the middle of the saddle and the middle of the handlebar (24). To get the riders' relative saddle height, expressed as a percentage (17,33), the crank arm length and the saddle height were added and divided by both inseam length (15,18,30,31) and trochanteric height (29,33,36).

Incremental Test. First, the preferred bicycle dimensions of each cyclist were reproduced exactly in the SRM ergometer.

The cyclists underwent a continuous and progressive maximal test to exhaustion to determine maximal oxygen uptake ($\dot{V}O_{2max}$), maximal power output, ventilatory threshold, and respiratory compensation point. The test started at 50 W, and power output was increased by 25 W every 1 minute until voluntary exhaustion. Pedal cadence was freely chosen during the whole test (range of 70–100 rpm). Each incremental test was terminated (a) voluntarily by the subject, (b) when pedaling cadence could not be maintained at 70 rpm (at least), or (c) when established criteria of test termination were met (26). $\dot{V}O_{2max}$ was determined as the mean $\dot{V}O_2$ measured during the final 60 seconds of exercise (1). The maximal power output and the maximal heart rate were obtained at the point of exhaustion during the test. To determine the ventilatory threshold and the respiratory compensation point, data were averaged at 30-second intervals and analyzed by 2 independent reviewers, according to the methods described by Wasserman et al. (40).

Submaximal Test. The test was preceded by a 15-minute warm-up at 50% of $\dot{V}O_{2max}$ with 5 minutes separating the end of the warm-up from the test. The cyclists performed three 6-minute sets at 65% of maximal power output (~70–75% of the $\dot{V}O_{2max}$) on the SRM with their preferred saddle height position, 2% higher and 2% lower. The 3 sets were separated by a 6-minute rest. This intensity of pedaling was selected because the RER was lower than 1.00 in all the cyclists studied (35), indicating no significant anaerobic contribution. The order of the 3 positions was randomized (25)

to avoid possible effects of fatigue, learning, or drift of energy expenditure. The participants received continuous feedback about their cadence and were asked to keep it at 90 rpm, and they were cooled with a fan throughout the bouts of exercise (26). The recovery period was used to change the seat height. Handlebar height was adjusted, and the hands were placed on the top of the handlebars, near to the stem (Figure 1), to eliminate the metabolic cost impact of modifying the cyclists' trunk position (19).

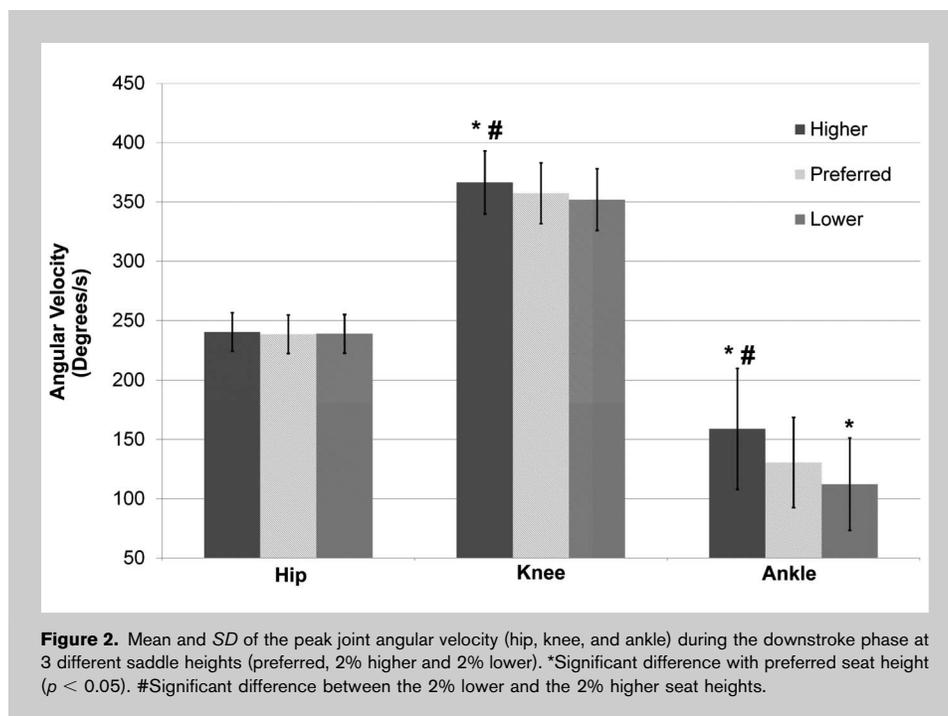
During the submaximal test, heart rate, oxygen consumption, and RER were monitored during the entire duration and were averaged for the last 2 minutes of each set (11). Gross mechanical efficiency (GE) was calculated as the ratio of work accomplished (expressed in $\text{kcal} \cdot \text{min}^{-1}$) to energy expended ($\text{kcal} \cdot \text{min}^{-1}$), using the formula of Brouwer (7) for the corresponding energy equivalent for each oxygen consumption value based on carbon dioxide production. The saddle height positions where each cyclist obtained the lower and higher GE were also registered. Furthermore, during the last 30 seconds of each trial, capillary blood samples were taken from earlobe (10 μL) for the determination of blood lactate concentration using a Dr. Lange miniphotometer LP2 (Dr. Bruno Lange GmbH, Berlin, Germany). In addition, subjects completed Borg's ratings perceived exertion (RPE) scale (6) immediately at the end of each set. This RPE scale is a 15-point single-item scale ranging from 6 to 20 that assesses levels of perceived exertion.

To analyze the lower limb kinematics during submaximal pedaling, the left side of the cyclists was filmed assuming symmetry of motion between left and right sides (19). Four spherical reflective markers of 15 mm in diameter were attached to the skin or clothing at the anatomical reference points of the cyclists' lower limb (Figure 1): greater trochanter, lateral femoral condyle, lateral malleolus, and lateral aspect of the fifth metatarsal-phalangeal joint (15). Additionally, 2 reflective markers of 10 mm in diameter were attached to both crank and pedal axes of rotation. A 2-dimensional video analysis system (Peak Motus, Version 9.2.0; Vicon Motion System, Centennial, CO, USA) was used for video recording, digitizing, processing, and analyzing data. A single high-speed IEEE1394 digital video camera (Basler A602fc; Basler AG, Ahrensburg, Germany) and a floodlight were positioned 6 m away from the subjects and perpendicular to the sagittal plane.

A calibration frame (1×1 m) was placed in the plane of motion and was recorded before each subject's data collection. A projective scaling calibration method was used because IEEE1394 device interface cards do not use square pixels. Images were acquired at 200 Hz sampling frequency with a resolution of 428×322 pixels for 10 seconds in the last 2 minutes of every trial. Automatic tracking during 14 pedal cycles was performed to obtain the 2-dimensional coordinates of the markers. Raw coordinate data were smoothed using a fourth-order Butterworth digital filter with cutoff frequencies individually determined (3–6 Hz) for each coordinate of each marker (38). Sagittal hip, knee, and ankle angles (Figure 1) were determined following Nordeen-Snyder's convention (29). Angular position values were expressed as hip and knee flexion and ankle dorsiflexion (maximum angle) and hip and knee extension and ankle plantarflexion (minimum angle). The range of movement (ROM) of each joint was the difference between the maximum and minimum angles.

Statistical Analyses

Main descriptive statistics (mean, *SD*, and range) were calculated for anthropometric and bicycle measurements of the cyclists, and their physiological values were obtained during the incremental test. The Shapiro-Wilk normality test was used to assess normality. The analysis of bicycle dimensions and physiological and biomechanical variables (registered during the submaximal test at 3 different saddle height positions) was carried out using linear mixed models with repeated measures (39) to compare saddle height positions (preferred, 2% higher and 2% lower). The order of the 3 positions was considered as a random effect. Post hoc pairwise comparisons



were computed using Tukey's Honestly Significant Difference. Additionally, a second analysis was performed using also linear mixed models with repeated measures (39) to compare the positions where the best and worst gross mechanical efficiency were obtained. Statistical analyses were performed with the SAS system for Windows version 9.2 (SAS Institute Inc., Cary, NC, USA). Statistical significance level was set at 0.05.

RESULTS

Table 1 illustrates the anthropometric and bicycle measurements of the cyclists and their physiological values obtained during the incremental test. In their preferred bicycle position, the cyclists selected both relative saddle height of $110.6 \pm 2.6\%$ of inseam length and $103.6 \pm 2.3\%$ of trochanteric height. They reached $59.0 \pm 6.5 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ of $\dot{V}O_2\text{max}$, and the respiratory compensation threshold was obtained at $85.3 \pm 7.5\%$ of the $\dot{V}O_2\text{max}$.

Results from the linear mixed models are presented in Table 2. Statistically significant differences between positions were found in GE, oxygen consumption, and lower limb kinematics (at the hip, knee, and ankle joints). The kinematic differences between lower and higher saddle height positions were an increase in the hip and knee joints extension and ankle plantarflexion (~4, 7, and 8°, respectively), a decrease in hip and knee joints flexion and ankle dorsiflexion (~3, 4, and 4°, respectively) and an increase in the ROM of the 3 joints (~1, 3, and 4°, respectively). Power output, pedaling cadence, heart rate, lactate production, and Borg's rating of perceived exertion were not affected ($p > 0.05$).

Figure 2 illustrates the changes in peak angular velocity of the hip, knee, and ankle during the downstroke phase. Peak knee angular velocity increased significantly at higher saddle height compared with the preferred and the lower position of the saddle. Statistical differences between the 3 saddle heights were found in peak ankle angular velocity. However, no statistical differences were noted in peak hip angular velocities.

The mean values for the best and worst GE position were

$20.6 \pm 1.6\%$ and $19.8 \pm 1.6\%$, respectively. Statistical differences between these positions were 0.8% (95% confidence interval [CI], 0.4–1.1 and $p < 0.05$). In addition, oxygen consumption increased significantly: $0.8 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ (95% CI, 0.3–1.3 $\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ and $p < 0.05$), while heart rate, lactate production, and Borg's rating of perceived exertion did not increase. Of the riders, 85.7% obtained their best GE in the lowest saddle position, and the rest of the cyclists in their preferred position.

During the submaximal test, 43% of the cyclists obtained a knee extension value lower than 30° in the preferred saddle position while these percentages were 21 and 57% when both 2% lower and 2% higher seat heights were selected. Furthermore, when comparing the positions where the cyclists obtained their best and worst GE, the percentages of cyclists with a knee extension lower than 30° were 21 and 50%, respectively. On the other hand, in the preferred saddle height position 14.3% of the cyclists obtained their best GE, while this percentage was 85.7% when lowering the seat height. Instead, 21.4, 71.4, and 7.1% of the riders obtained

TABLE 2. Mean and SD of the bicycle dimensions, physiological and biomechanical variables registered during the submaximal test at 3 different saddle height positions (preferred, 2% higher and 2% lower).*

	Seat height		
	2% Lower	Preferred	2% Higher
Saddle height (m)	0.730 ± 0.037	0.745 ± 0.038	0.760 ± 0.038
Saddle height (% TH)	101.9 ± 2.3	103.6 ± 2.3	105.3 ± 2.4
Saddle height (% IL)	108.8 ± 2.6	110.6 ± 2.6	112.4 ± 2.7
Power (W)	217.6 ± 19	217.8 ± 18.8	217.5 ± 18.6
Cadence (rpm)	90.2 ± 0.9	90.6 ± 0.9	90.7 ± 0.5
GE (%)	20.4 ± 1.3†	20.3 ± 1.8	19.9 ± 1.5
$\dot{V}O_2$ ($\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$)	42.8 ± 4.9†	43.3 ± 4.9	43.8 ± 4.9
Heart rate ($\text{b}\cdot\text{min}^{-1}$)	147 ± 12	147 ± 12	148 ± 11
Lactate ($\text{mmol}\cdot\text{L}^{-1}$)	2.2 ± 0.8	2.2 ± 0.8	2.2 ± 0.8
Borg scale (6–20)	12.1 ± 1.4	11.6 ± 0.9	11.8 ± 1.3
Hip (degrees)			
Extension	28.3 ± 4.2†‡	25.8 ± 4.2	23.7 ± 3.6‡
Flexion	74.0 ± 1.9†‡	71.8 ± 2.6	70.5 ± 2.2‡
ROM	45.8 ± 3.1†	46.0 ± 3.2	46.8 ± 2.9
Knee (degrees)			
Extension	36.5 ± 7.5†‡	32.9 ± 7.3	29.7 ± 6.7‡
Flexion	110.5 ± 3.6†‡	108.4 ± 4.3	107.0 ± 3.9‡
ROM	74.1 ± 5.6†‡	75.5 ± 5.1	77.3 ± 4.3‡
Ankle (degrees)			
Plantarflexion	65.8 ± 7.4†‡	62.6 ± 6.2	57.5 ± 5.3‡
DorsiFlexion	76.4 ± 6.9†	74.9 ± 6.3	72.4 ± 8.2
ROM	10.6 ± 4.7†	12.3 ± 4.2	14.8 ± 7.2

*See Figure 1 for the convention used to specify joints' angular displacement; % TH = percentage of trochanteric height; % IL = percentage of inseam length; GE = gross mechanical efficiency; ROM = range of movement.

†Post hoc comparisons: Significant difference between the 2% lower and the 2% higher seat heights.

‡Significant difference with preferred seat height ($p < 0.05$).

their worst GE in the preferred 2% higher and 2% lower saddle height positions, respectively.

DISCUSSION

The main outcome of the present study was that small changes in saddle height at submaximal intensity (~70–75% of the $\dot{V}O_{2\max}$) and at constant cadence (~90 rpm) produced significant changes in both GE and lower limb kinematics in well-trained cyclists (Table 2). Gross efficiency changed significantly when lowering the saddle 4% (3.4% trochanteric height) from the higher to the lower position. In addition, significant differences were found in lower limb kinematics by 2% changes of the preferred saddle height (1.7% trochanteric height). These findings are particularly significant because previous studies showed differences in cycling efficiency and lower limb kinematics because of greater modifications in saddle height, between 4 and 10% of trochanteric height (12,29,33,36) that are too wide to be applied by experienced cyclists (2). In this study, both maximal oxygen consumption and power output (Table 1), besides the GE (Table 2), were comparable to those observed in competitive and experienced cyclists (20,24,25). The mean values of the respiratory compensation point (Table 1) also confirmed the training level of the cyclists, similar to the ~87% showed in previous studies (35).

The differences in oxygen consumption observed between the 3 positions were $0.5 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ (Table 2) and were comparable to those reported in previous studies (12,25,30,31,33). Another study (29) observed changes in oxygen consumption of $0.13 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$, from 1.74 to 1.61 and $1.69 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ at low work rate (130.6 W or $799 \text{ kpm}\cdot\text{min}^{-1}$) and at constant cadence (60 rpm), when lowering the saddle height 5 and 10%, respectively. In the present study (Table 2), oxygen consumption changed $0.08 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ (~1 half), from 3.14 to 3.10 and $3.18 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$, when lowering and raising the riders' saddle height, respectively. However, Nordeen-Snyder's study should be interpreted with caution because GE could be particularly affected by both low pedaling cadence and power output (13). In the present study, changes in GE were 0.5% (20.4 ± 1.3 to $19.9 \pm 1.5\%$, $p < 0.05$) when randomly lowering and raising the seat height (Table 2) and 0.8% when comparing the positions where the cyclists obtained their best and worst GE. Noordhof et al. (28) stated that changes in GE of ~0.6% can be reliably detected during submaximal pedaling ($\text{RER} \leq 1$). In addition, they did not find within-day variations in GE in physically active males. Therefore, our findings may have a certain relevance to the cycling performance because it is well known that variation in GE explains ~30% of the variation in power output during cycling time-trials (23). For a trained rider, a 1% improvement in GE will give a 63-s improvement in a 40-km time-trial time (22). Equally, the GE increased by 1% during a competitive season in trained cyclists (20), and the difference in GE between trained and recreational cyclists was 1.4% (21). Taking into account the relevance of these changes in GE and to

solve the limitations of this study, further research should evaluate long-term changes in GE because of small changes in saddle height.

The cyclists decreased their oxygen consumption and improved GE by lowering the seat height (Table 2). In fact, 85.7% of the riders obtained their best GE in the lowest saddle position, which was 108.8% of the inseam length or 101.9% of the trochanteric height (Table 2). Probably, GE improved because this position coincided with the recommended saddle height in previous studies: 100–102% of the trochanteric height (29,33,34) and 109–110% of the inseam length (15,18). In this position, only 21% of the cyclists pedaled out of the recommended range of the dynamic method: 30–40° of the knee extension angle (15). Surprisingly, only 14.3% of the riders obtained the best GE at their preferred saddle height. These results are inconsistent with the suggestion that trained cyclists minimize the energetic cost of pedaling at the geometries that elicited similar lower-limb kinematics as the preferred geometries from their own bicycles (19). However, it should be considered that several subjects were triathletes. They possibly configured their bicycles to ride with a higher seat height and more extension of the lower limb joints, similar to those observed during running, to improve the cycle-run transition (37). One mechanism which could explain the changes observed in $\dot{V}O_2$, and GE is the alteration to the joint angular velocities. In the present study, the angular velocity of knee and ankle joints increased when raising the seat height (Figure 2). An increase of joint angular velocity involves a higher number of contractions performed for a shorter duration. It has been suggested that a significant part (20–50%) of the total ATP used during a contraction may be used for muscle fiber activation and relaxation, independent of the ATP necessary for force generation (14). Previous research determined that an increase in pedal speed, a marker for muscle shortening velocity, contributed to an increase in metabolic cost (27). Ferguson et al. (14) demonstrated that muscle oxygen uptake was elevated at high contraction frequency when the same total power output was performed. Therefore, it seems reasonable to expect that an increase in the knee and ankle angular velocities because of a higher saddle height contributed to a decrease of the GE. Nevertheless, further studies are required to confirm this hypothesis.

The present results add to a growing body of literature that shows that changes in saddle height have acute effects on GE and on lower limb kinematics during pedaling (2,3,5,36). Table 2 shows that raising the saddle height increased hip and knee joints extension and ankle plantarflexion more than the decrease in hip and knee joints flexion and ankle dorsiflexion. Consequently, the ROM also increased. These results agree with those obtained in previous studies and could justify the higher GE in the lowest positions (3,4,29,33,36), as explained above. Qualitatively, Table 2 shows that the major adaptations to seat height changes occurred at the knee and ankle joints. These results

were similar to those observed when clip-less pedals were used (3,4,29,33,36), but different to those observed when flat pedals were used (29), where major adaptations occurred at the knee and hip joints. It could be possible that the type of pedal (flat vs. clip-less) affects the changes in lower limb kinematics when the saddle height is altered. Further studies should examine this hypothesis. Quantitatively, previous studies (3,4,29,33,36) showed higher changes in the extension of the hip, knee, and ankle joints (~ 5 , 20, and 14° , respectively) with respect to the present study (~ 4 , 7, and 8° , respectively). This could be because the abovementioned studies performed a major change of 6% in the saddle height (with respect to the trochanteric height of the cyclists), whereas the present study only changed it by 2 and 4% (1.7 and 3.4% trochanteric height). In consonance with previous studies, the present results provide some evidence in support of dynamic analysis as an important part of the bike fitting process (15,32). A follow-up of the present study should confirm long-term changes in lower limb kinematics because of modifications in saddle height.

Kinematic differences observed in the present study (between 4 and 8°) were not due to the method used to analyze the lower limb kinematics (2-dimensional video analysis). First, the cyclists performed the submaximal sets in a randomized order. Second, spherical reflective markers were attached at bony points, such as lateral femoral condyle or lateral malleolus, avoiding movements of muscles and fat tissue. In addition, steps were taken to ensure that the cyclists' clothing was completely attached to the body. Third, reflective markers were not removed until the end of the submaximal test, and they remained in the same place throughout the 3 sets. Fourth, images were acquired at a higher sampling frequency (200 Hz) than previous studies (5,12,15,29,32), recording 14 pedal cycles for every set and subject. Fifth, a projective scaling calibration method was used, and it was accepted that the results of the 2-dimensional sagittal plane kinematics during pedaling were similar to the 3-dimensional ones (38).

In conclusion, the results of the present study indicate that small changes in saddle height affected GE and lower limb kinematics in well-trained cyclists. GE significantly increased by 0.5% (from 19.9 to 20.4%) when lowering the saddle height by 4% (3.4% of the trochanteric height), which may have a certain relevance to cycling performance. Probably, the GE improved because the lower saddle position of most cyclists coincided with the recommended saddle heights in previous studies, such as 100–102% of the trochanteric height, 109–110% of the inseam length, or 30 – 40° of the knee extension angle during active pedaling. Furthermore, by raising the saddle height, angular velocity of both knee and ankle joints increased. This could also justify the abovementioned GE changes. Further research should evaluate long-term effects of small changes in saddle height on GE and lower limb kinematics.

PRACTICAL APPLICATIONS

The present study demonstrates that small changes in saddle height produced significant changes in GE during submaximal pedaling. These results suggest that the bike fitting process should be considered in cycling efficiency research studies. To maintain the internal validity, sport scientists should ensure that every subject is using the same saddle height throughout a particular study. Modifications in bike setting could change the cyclist's position and joint motion during pedaling. Using a 2-dimensional video analysis system, we demonstrated that lower-leg kinematics is sensitive to small changes in saddle height (2%), which could be even applied by high-level cyclists. Sports coaches should introduce a dynamic evaluation in the bike fitting process in addition to the static one. Two-dimensional video analysis should be considered a useful tool to determine the kinematics of the cyclists because it has a high correspondence with the 3-dimensional analysis in the sagittal plane, is easy to use, and free software is available.

ACKNOWLEDGMENTS

This study was funded by the Performance and Health Research Group for High-Level Sports (GIRSANE), High Performance Sport Center of Sant Cugat, the Professional Sports Medicine School (University of Barcelona), and the Faculty of Physical Activity and Sports Sciences, Institute of Biomedicine (BIOMED), University of Leon (Spain). We are indebted to Dr. Francek Drobnic, Dr. Joan Riera, and Mr. Carles Turró for their technical support during the study. The authors declare that they have no conflicts of interest with any financial organization regarding the material discussed in the manuscript. The authors declare that the experiments comply with the current laws of the country in which they were performed.

REFERENCES

- Balmer, J, Bird, S, Davison, R, and Lucia, A. Effect of age on 16.1-km time-trial performance. *J Sports Sci* 26: 197–206, 2008.
- Bini, R, Hume, PA, and Croft, JL. Effects of bicycle saddle height on knee injury risk and cycling performance. *Sports Med* 41: 463–476, 2011.
- Bini, RR. Patellofemoral and tibiofemoral forces in cyclists and triathletes: Effects of saddle height. *J Sci Cycling* 1: 9–14, 2012.
- Bini, RR, Rossato, M, Diefenthaler, F, Carpes, FP, dos Reis, DC, and Moro. Pedaling cadence effects on joint mechanical work during cycling. *Isokinet Exerc Sci* 18: 7–13, 2010.
- Bini, RR, Tamborindéguy, AC, and Mota, CB. Effects of saddle height, pedaling cadence, and workload on joint kinetics and kinematics during cycling. *J Sport Rehabil* 19: 301–314, 2010.
- Borg, GA. Psychophysical bases of perceived exertion. *Med Sci Sports Exerc* 14: 377–381, 1982.
- Brouwer, E. On simple formulae for calculating the heat expenditure and the quantities of carbohydrate and fat oxidized in metabolism of men and animals, from gaseous exchange (oxygen and carbonic acid output) and urine-N. *Acta Physiol Pharmacol Neerl* 6: 795–802, 1957.
- Cavanagh, PR and Williams, KR. The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running. *Med Sci Sports Exerc* 14: 30–35, 1982.

9. Chapman, AR, Vicenzino, B, Blanch, P, and Hodges, PW. Patterns of leg muscle recruitment vary between novice and highly trained cyclists. *J Electromyogr Kinesiol* 18: 359–371, 2008.
10. de Vey Mestdagh, K. Personal perspective: In search of an optimum cycling posture. *Appl Ergon* 29: 325–334, 1998.
11. Edwards, LM, Jobson, SA, George, SR, Day, SH, and Nevill, AM. Whole-body efficiency is negatively correlated with minimum torque per duty cycle in trained cyclists. *J Sports Sci* 27: 319–325, 2009.
12. Ericson, MO, Nisell, R, and Nemeth, G. Joint motions of the lower limb during ergometer cycling. *J Orthop Sport Phys* 9: 273–278, 1988.
13. Ettema, G and Loras, HW. Efficiency in cycling: A review. *Eur J Appl Physiol* 106: 1–14, 2009.
14. Ferguson, RA, Ball, D, Krustup, P, Aagaard, P, Kjaer, M, Sargeant, AJ, Hellsten, Y, and Bangsbo, J. Muscle oxygen uptake and energy turnover during dynamic exercise at different contraction frequencies in humans. *J Physiol* 536: 261–271, 2001.
15. Ferrer-Roca, V, Roig, A, Galilea, P, and Garcia-Lopez, J. Influence of saddle height on lower limb kinematics in well-trained cyclists: Static vs. dynamic evaluation in bike fitting. *J Strength Cond Res* 26: 3025–3029, 2012.
16. Garcia-Lopez, J, Rodriguez-Marroyo, JA, Juneau, CE, Peleteiro, J, Martinez, AC, and Villa, JG. Reference values and improvement of aerodynamic drag in professional cyclists. *J Sports Sci* 26: 277–286, 2008.
17. Gregor, RJ, Broker, JP, and Ryan, MM. The biomechanics of cycling. *Exerc Sport Sci Rev* 19: 127–169, 1991.
18. Hamley, EJ and Thomas, V. Physiological and postural factors in the calibration of the bicycle ergometer. *J Physiol* 191: 55P–56P, 1967.
19. Heil, DP, Derrick, TR, and Whittlesey, S. The relationship between preferred and optimal positioning during submaximal cycle ergometry. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 75: 160–165, 1997.
20. Hopker, J, Coleman, D, and Passfield, L. Changes in cycling efficiency during a competitive season. *Med Sci Sports Exerc* 41: 912–919, 2009.
21. Hopker, JG, Coleman, DA, and Wiles, JD. Differences in efficiency between trained and recreational cyclists. *Appl Physiol Nutr Metab* 32: 1036–1042, 2007.
22. Jeukendrup, AE, Craig, NP, and Hawley, JA. The bioenergetics of world class cycling. *J Sci Med Sport* 3: 414–433, 2000.
23. Jobson, SA, Hopker, JG, Korff, T, and Passfield, L. Gross efficiency and cycling performance: A brief review. *J Sci Cycling* 1: 3–8, 2012.
24. Korff, T, Fletcher, G, Brown, D, and Romer, LM. Effect of “Pose” cycling on efficiency and pedaling mechanics. *Eur J Appl Physiol* 111: 1177–1186, 2011.
25. Leirdal, S and Ettema, G. The relationship between cadence, pedalling technique and gross efficiency in cycling. *Eur J Appl Physiol* 111: 2885–2893, 2011.
26. Lucia, A, Hoyos, J, and Chicharro, JL. The slow component of VO₂ in professional cyclists. *Br J Sports Med* 34: 367–374, 2000.
27. McDaniel, J, Durstine, JL, Hand, GA, and Martin, JC. Determinants of metabolic cost during submaximal cycling. *J Appl Physiol* 93: 823–828, 2002.
28. Noordhof, DA, de Koning, JJ, van Erp, T, van Keimpema, B, de Ridder, D, Otter, R, and Foster, C. The between and within day variation in gross efficiency. *Eur J Appl Physiol* 109: 1209–1218, 2010.
29. Nordeen-Snyder, KS. The effect of bicycle seat height variation upon oxygen consumption and lower limb kinematics. *Med Sci Sports* 9: 113–117, 1977.
30. Peveler, WW. Effects of saddle height on economy in cycling. *J Strength Cond Res* 22: 1355–1359, 2008.
31. Peveler, WW and Green, JM. Effects of saddle height on economy and anaerobic power in well-trained cyclists. *J Strength Cond Res* 25: 629–633, 2011.
32. Peveler, WW, Shew, B, Johnson, S, and Palmer, TG. A kinematic comparison of alterations to knee and ankle angles from resting measures to active pedaling during a graded exercise protocol. *J Strength Cond Res* 26: 3004–3009, 2012.
33. Price, D and Donne, B. Effect of variation in seat tube angle at different seat heights on submaximal cycling performance in man. *J Sports Sci* 15: 395–402, 1997.
34. Rankin, JW and Neptune, RR. The influence of seat configuration on maximal average crank power during pedaling: A simulation study. *J Appl Biomech* 26: 493–500, 2010.
35. Rodriguez-Marroyo, JA, Garcia-Lopez, J, Chamari, K, Cordova, A, Hue, O, and Villa, JG. The rotor pedaling system improves anaerobic but not aerobic cycling performance in professional cyclists. *Eur J Appl Physiol* 106: 87–94, 2009.
36. Sanderson, DJ and Amoroso, AT. The influence of seat height on the mechanical function of the triceps surae muscles during steady-rate cycling. *J Electromyogr Kinesiol* 19: e465–e471, 2009.
37. Silder, A, Gleason, K, and Thelen, DG. Influence of bicycle seat tube angle and hand position on lower extremity kinematics and neuromuscular control: Implications for triathlon running performance. *J Appl Biomech* 27: 297–305, 2011.
38. Umberger, BR and Martin, PE. Testing the planar assumption during ergometer cycling. *J Appl Biomech* 17: 55–62, 2001.
39. Verbeke, G and Molenberghs, G. *Linear Mixed Models in Practice. A SAS-Oriented Approach*. New York, NY: Springer, 1997.
40. Wasserman, K, Hansen, J, Sue, D, Stringer, W, and Whipp, B. *Principles of Exercise Testing and Interpretation*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins, 2004.

11. ANEXO 3

Dear Mr. Ferrer-Roca: Manuscript ID RJSP-2014-0803.R1 entitled "Acute effects of small changes in crank length on gross efficiency and pedalling technique during submaximal cycling" which you submitted to the Journal of Sports Sciences, has been reviewed. The comments of the reviewer(s) are included at the bottom of this letter.

The reviewer(s) have recommended publication, but also suggest some minor revisions to your manuscript. Therefore, I invite you to respond to the reviewer(s)' comments and revise your manuscript.

To revise your manuscript, log into <https://mc.manuscriptcentral.com/rjsp> and enter your Author Centre, where you will find your manuscript title listed under "Manuscripts with Decisions." Under "Actions," click on "Create a Revision." Your manuscript number has been appended to denote a revision.

You will be unable to make your revisions on the originally submitted version of the manuscript. Instead, revise your manuscript using a word processing program and save it on your computer. Please also highlight the changes to your manuscript within the document by using the track changes mode in MS Word or by using bold or coloured text.

Once the revised manuscript is prepared, you can upload it and submit it through your Author Centre.

When submitting your revised manuscript, you will be able to respond to the comments made by the reviewer(s) in the space provided. You can use this space to document any changes you make to the original manuscript. In order to expedite the processing of the revised manuscript, please be as specific as possible in your response to the reviewer(s).

IMPORTANT: Your original files are available to you when you upload your revised manuscript. Please delete any redundant files before completing the submission.

Because we are trying to facilitate timely publication of manuscripts submitted to the Journal of Sports Sciences, your revised manuscript should be uploaded as soon as possible. If it is not possible for you to submit your revision in a reasonable amount of time, we may have to consider your paper as a new submission.

Once again, thank you for submitting your manuscript to the Journal of Sports Sciences and I look forward to receiving your revision.

Sincerely,
Section Editor, Journal of Sports Sciences



Acute effects of small changes in crank length on gross efficiency and pedalling technique during submaximal cycling

Journal:	<i>Journal of Sports Sciences</i>
Manuscript ID:	RJSP-2014-0803.R1
Manuscript Type:	Special Issue
Keywords:	cycling, crank length, biomechanics, energy expenditure

SCHOLARONE™
Manuscripts

1
2
3 **ACUTE EFFECTS OF SMALL CHANGES IN CRANK LENGTH ON GROSS**
4 **EFFICIENCY AND PEDALLING TECHNIQUE DURING SUBMAXIMAL**
5 **CYCLING**
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

For Peer Review Only

Abstract

The main purpose of this study was to assess the acute effects of small changes in crank length (assumable by competitive cyclists) on metabolic cost and pedalling technique during submaximal cycling. Twelve amateur road cyclists performed three sets of submaximal pedalling (150, 200 and 250W) at a constant cadence (91.3 ± 0.8 rpm) in a randomized order with three commonly used crank lengths, preferred (172.5-175 mm), +5 mm and -5 mm. Energy cost of pedalling, kinetic and kinematic variables were simultaneously registered. Changes in crank length had no significant effect on heart rate (144 ± 13 , 145 ± 12 and 145 ± 13 bpm, respectively) and gross efficiency (20.4 ± 2.1 , 20.1 ± 2.2 and $20.3 \pm 2.4\%$, respectively). A longer crank induced a significant ($p < 0.05$) reduction of positive impulse proportion (0.9-1.9%) due to a greater maximum (1.0-2.3 N·m) and minimum torque (1.0-2.2 N·m). At the same time, the flexion and range of motion of the hip and knee joints were significantly increased (1.8 - 3.4° and $p < 0.05$), whereas the ankle joint was not affected. In conclusion, kinematic and kinetic changes due to a longer crank were not significant enough to alter the energy cost of cycling.

Key words: cycling, crank length, biomechanics, energy expenditure.

Introduction

Previous studies have demonstrated the influence of biomechanical factors such as **riding position** (Garcia-Lopez et al., 2008) or **saddle height** (Ferrer-Roca et al., 2014; Price & Donne, 1997) on cycling performance. However, the influence of other factors such as crank length **remains unclear** (Macdermid & Edwards, 2010). While some studies have reported that this variable affects performance (Inbar, Dotan, Trousil, & Dvir, 1983; Klimt & Voigt, 1974; Martin & Spirduso, 2001; Too, 1990), others claim otherwise (Astrand, 1953; Barratt, Korff, Elmer, & Martin, 2011; Morris & Londeree, 1997; Martin, Malina & Spirduso, 2002; Tomas, Ross, & Martin, 2010). Most of them have been performed in order to maximize short-term power output, with direct transference to track cycling, while only a few studies have been carried out during submaximal efforts, related to road cycling (Astrand, 1953; Klimt & Voigt, 1974; McDaniel et al; 2002; Morris & Londeree, 1997).

To date, seven experimental studies have analysed the effect of crank length on power output (supramaximal effort). Three of them pointed out that intermediate crank lengths (between 145-180 mm) produced higher power output compared with extreme crank lengths (< 140 and > 200 mm) (Inbar et al., 1983; Martin & Spirduso, 2001; Too & Landwer, 2000). Three other studies comparing cranks from 135 to 170 mm in children (Martin et al., 2002), from 120 to 220 mm (Tomas et al., 2010) and from 150 to 190 mm (Barratt et al., 2011) in well-trained cyclists did not find differences in power output. Another study was conducted with small crank length variations (170, 172.5 and 175 mm) in female cross-country mountain bikers. Crank length had no effect on maximum power output whereas less time to reach maximum power was obtained with the shortest cranks (Macdermid & Edwards, 2010). Recent findings seem to agree that crank length does not affect maximum power output in cycling (Barratt et al., 2011; Macdermid & Edwards, 2010; Tomas et al., 2010), although they have highlighted the need to investigate small changes in crank length, assumable by experienced cyclists (Macdermid & Edwards, 2010).

1
2
3
4
5 From a biomechanical perspective, there is a discrepancy between the industry standard crank
6 lengths (165, 170, 172.5 and 175 mm) and that recommended from a theoretical optimization
7 model, 145 mm for the average man (1.77 m height) (Hull & Gonzalez, 1988). To date, only
8 four experimental studies analysed the influence of crank length on energy cost of cycling
9 (Astrand, 1953; Klimt & Voigt, 1974; McDaniel, Durstine, Hand, & Martin, 2002; Morris &
10 Londeree, 1997). One of them investigated the effect of pedalling with different crank lengths
11 (165, 170 and 175 mm) in 6 well-trained cyclists (Morris & Londeree, 1997). Non-significant
12 differences were found between the three crank lengths and the preferred length. Similar results
13 were found on energy cost while pedalling with 160, 180 and 200 mm crank lengths (Astrand,
14 1953) and riding with 145, 170 and 195 mm (McDaniel et al; 2002). Nevertheless, other authors
15 found differences when comparing crank lengths from 100 to 200 mm. They recommended an
16 optimal crank length of 140, 150 and 160 mm for children of 6, 8 and 10 years old (Klimt &
17 Voigt, 1974). None of these four experimental studies took changes in pedalling technique
18 (kinetic and kinematic profile) into account. This aspect could be critical because it might affect
19 both the energy cost of cycling and lower limb muscular activity (Blake, Champoux, &
20 Wakeling, 2012; Mileva & Turner, 2003; Theurel, Crepin, Foissac, & Temprado, 2012).
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39

40 Therefore, the purpose of this study was to assess the acute effects of small changes in crank
41 length (± 5 mm) on the energy cost of cycling and pedalling technique (kinetic and kinematic
42 profiles) during submaximal pedalling. Additionally, as a secondary purpose, the effect of the
43 power output on these variables was analysed.
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

Methods

Subjects

Twelve amateur road cyclists participated in the study (Table 1). Inclusion criteria were a minimum of two years competing in cycling and training volume of more than 3000 km before the study. Riders participated voluntarily and none reported any medical problem at the time of undertaking it. They were informed of the procedures, methods, benefits, and possible risks involved, and written consent was obtained before starting the study. It was approved by the University Ethics Committee and met the requirements of the Declaration of Helsinki for research on human beings.

Procedures

All cyclists were tested at the beginning of their competition season (February – March). The assessment protocol was performed in a one-day session under similar environmental conditions (20–25° C, 60–65% relative humidity). The cyclists arrived at the laboratory (800 m altitude) with their bikes after a 48-hour period with no hard training. Firstly, the cyclists' anthropometrical characteristics and bikes were measured. These measurements and the clipless pedals were matched in a cycle ergometer that allowed the crank length modification. Cyclists performed a 10-min warm-up period at a power output of 100 W, with a 5-min rest before starting the test.

The cyclists performed three sets of three submaximal pedalling repetitions (150, 200 and 250 W) with different crank lengths (preferred, 5 mm shorter, 5 mm longer) in a randomized order. Both, physiological (energy cost of pedalling) and biomechanical variables (kinematic and kinetic profiles) were simultaneously registered. Each repetition lasted 6-min with 5-min rest in

1
2
3 between. The recovery period between sets was 10 min, sufficient to change the seat and
4 handlebar height in order to maintain the same distance between the top of the seat and the
5 pedal axis and the same vertical distance between the seat and the handlebar, respectively. **The**
6 **riding position was standardized with the cyclists' hands on the brakes in order to avoid changes**
7 **on metabolic cost due to modification of the trunk angle** (Heil, Derrick, & Whittlesey, 1997).
8 Furthermore, subjects were able to drink water ad libitum **during recovery** to prevent
9 dehydration.
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19

20 Pedalling power outputs (150, 200 and 250 W) were selected because they are representative of
21 the effort in a cycling stage (Vogt et al., 2007), and allow a respiratory exchange ratio lower
22 than 1.00, indicating no significant anaerobic contribution (Rodriguez-Marroyo et al. 2009).
23 Additionally, riders received continuous feedback on their cadence and were asked to keep it
24 constant at 90 rpm to avoid any possible influence of cadence on the mechanical variables of
25 pedalling (Neptune & Herzog, 1999). The selected cadence is representative of the seated
26 pedalling cadence during flat stages (Rodriguez-Marroyo, Garcia-Lopez, Villa & Cordova,
27 2008; Vogt et al., 2006).
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37

38 **Anthropometric and bicycle measurements**

39
40
41 An anthropometric tape (Holtain LTD; Crymych, UK) and a Harpenden anthropometer (CMS
42 instruments, London, UK) were used to measure bicycle and anthropometric dimensions
43 **(Height, trochanteric height and inseam length). Inseam length was the barefoot distance**
44 **between the ground and the pubis (Ferrer-Roca et al., 2014).** The same researcher performed all
45 the measurements. Next, the main bike measurements were recorded (Figure 1) (Korff, Fletcher,
46 Brown, & Romer, 2011). Both relative saddle height and relative crank length (expressed in
47 percentage) were calculated by dividing the saddle height and the crank length by the inseam
48 length (Ferrer-Roca et al., 2012; Martin et al., 2002), respectively.
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

Kinetic analysis

Kinetic analysis was performed on a validated electromagnetically braked cycle ergometer (Lode Excalibur Sport, Lode BV, Groningen, Netherlands) (Reiser, Meyer, Kindermann, & Daus, 2000), which allowed the measurement of the torque exerted on the left and right cranks independently every 2° of a complete revolution (Dorel, Couturier, & Hug, 2009). Before starting the study, a dynamic calibration procedure was performed (Calibrator 2000, Lode BV, Groningen, Netherlands). The torque measurements showed a coefficient of variation of $0.96 \pm 1.20\%$ (95% of confidence interval between 0.72 – 1.19%), and an intraclass correlation coefficient of 0.999 ($p < 0.001$). Moreover, zero offset calibration was done before each testing session. All complete 6-min intervals of the three sets of submaximal pedalling were recorded (LEM software, Lode BV, Groningen, Netherlands). For the kinetic analysis, the mean of ~360 complete revolutions from minute one to minute five were selected, and values of right and left cranks were averaged (Figure 2). Pedalling rate, maximum torque and minimum torque were directly obtained from the software. Additionally, torque-time data and crank length were exported to ASCII format to calculate the rest of the mechanical variables: positive impulse, negative impulse and the positive impulse proportion (PIP).

$$\text{PIP (\%)} = \frac{\text{Positive Impulse}}{[\text{Positive Impulse} + |\text{Negative Impulse}|]} \times 100$$

Kinematic analysis

Kinematic analysis of the cyclists' right side was performed assuming symmetry of motion between left and right sides (Heil et al., 1997). Five reflective markers of 10 mm diameter were attached to the cyclists' skin (greater trochanter, lateral femoral epicondyle and lateral malleolus) and to the bikes (crank and pedal axes of rotation) (Bini, Diefenthaler, & Mota,

2010; García-López et al., 2009). A high-speed digital video camera (Sony Handycam HDR-HC7, Sony Inc, Europe, 200 Hz and 720×576 pixels) and a floodlight were positioned 4 m away from the sagittal plane, where a calibration frame was placed (1.00×1.20 m). Automatic tracking, processing and analysing data were performed by a specific software (Kinescan- IBV, Version 2001, Institute of Biomechanics of Valencia, Valencia, Spain) (Garcia-Lopez et al., 2008). Six complete revolutions were analysed in minutes 2 and 4 of every trial as representative values. Sagittal hip, knee and ankle angles were determined following previous conventions (Bini, Tamborindéguy, & Mota, 2010; Bini & Diefenthaler, 2010). Angular position values were expressed as flexion (minimum angle) and extension (maximum angle). The range of movement (ROM) was also determined.

Energy cost of pedalling analysis

Oxygen uptake (VO_2) and respiratory exchange ratio (RER) (Medisoft Ergocard, Medisoft Group, Sorinnes, Belgium), and HR (Polar Team, Polar Electro Oy, Kempele, Finland) were continuously registered during the test, considering the average of the last 3-min period of each set as representative data (Hopker, Coleman, Jobson, & Passfield, 2012). Gross efficiency (GE) was calculated as the ratio of work accomplished (expressed in $\text{kcal} \cdot \text{min}^{-1}$) to energy expended ($\text{kcal} \cdot \text{min}^{-1}$) (Hopker et al., 2012; Rodriguez-Marroyo et al., 2009).

Statistical analysis

The results are expressed as mean \pm SD and 95% confidence interval (CI 95%). SPSS+ V.17.0 statistical software was used (SPSS, Inc., Chicago, IL, USA). The Shapiro-Wilk normality test was used to assess normality. Two-way analysis of variance with repeated measures was used to analyse the effect of the crank length and power output on biomechanical and physiological variables. Newman-Keuls post hoc analysis was used to establish statistical differences between

1
2
3 means. Effect sizes (ES) of the differences (Cohen's d) were also calculated. The magnitude of
4
5 the differences were considered to be trivial ($ES < 0.2$), small ($0.2 \leq ES < 0.5$), moderate ($0.5 \leq$
6
7 $ES < 0.8$), and large ($ES \geq 0.8$). Values of $p < 0.05$ were considered statistically significant.
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

For Peer Review Only

Results

Table 1 illustrates the anthropometric and bicycle measurements of the participants. The relative crank length was 20.0 ± 1.0 % of the inseam length (IC95% = 19.4-20.7%). Relative saddle height was 108.0 ± 2.8 % of the inseam length (IC 95% = 106.2-109.8%). The preferred crank length selected by two-third of the riders ($n=8$) was 172.5 mm, and the rest of the cyclists ($n=4$) chose a crank length of 175 mm.

Table 2 illustrates non-significant effects ($P>0.05$) of crank length (shorter, preferred and longer) on pedalling cadence, heart rate and gross efficiency. Additionally, higher power output increased both heart rate (14 - 18 bpm each stage; ES= 7.00 and $p<0.001$) and gross efficiency (1.5 – 1.9 % each stage; ES= 2.87 and $p<0.001$).

Table 3 shows that a longer crank increased both maximum torque (1.0-2.3 N·m, ES= 2.26 and $p<0.001$) and minimum torque (1.0-2.2 N·m, ES= 1.93 and $p<0.001$) while PIP decreased (0.9-1.9 %, ES= 2.81 and $p<0.001$). Additionally, higher power output increased both maximum torque (12.5-13.9 N·m, ES= 6.62 and $p<0.001$) and PIP (8.9-9.7%, ES= 7.40 and $p<0.001$) while minimum torque decreased (2.9-4.1 N·m, ES= 2.16 and $p<0.001$).

Tables 4 and 5 illustrate that a longer crank increased both hip (1.8-2.5°, ES= 4.56 and $p<0.001$) and knee flexion (2.9-3.4°, ES= 12.21 and $p<0.001$) while the extensions were not affected ($p>0.05$). Consequently, both hip (2.0-2.2°, ES= 4.48 and $p<0.001$) and knee ROM increased (2.7-3.0°, ES= 7.09 and $p<0.001$). Ankle joint kinematics was not affected by the crank length (Table 6). A high power output increased both hip (1.8-1.9°, ES= 2.29 and $p<0.001$) and knee extension (2.7-3.3°, ES= 2.63 and $p<0.001$), and, to a lesser extent, hip (1.2-1.6°, ES= 1.34 and $p<0.01$) and knee flexion decreased (0.6-0.8°, ES= 0.96 and $p<0.05$). Consequently, both hip (0.3-0.7°, ES= 0.62 and $p<0.05$) and knee ROM increased (2.1-2.4°, ES= 1.12 and $p<0.001$).

(Tables 4-5). A high power output also increased ankle flexion (2.6-3.1°, ES= 0.76 and p<0.05) and ankle ROM (0.4-1.3°, ES= 0.57 and p<0.05) (Table 6).

No significant combined effects of crank length and power output were found.

For Peer Review Only

Discussion

The main outcome of this study was that small changes in crank length at submaximal intensity and at constant cadence did not produce significant changes in the energy cost of cycling, whereas significant changes on biomechanical variables (kinetics and kinematics) were obtained. A longer crank slightly increased both positive torque during the downstroke and negative torque during the upstroke, decreasing the positive impulse proportion (PIP). Moreover, the flexion and the range of motion of both hip and knee increased, while the ankle joint was not affected. These findings reinforce the idea that kinetic changes do not have to be associated with metabolic changes (Korff, Romer, Mayhew, & Martin, 2007). Furthermore, kinematic and kinetic changes due to a longer crank were not significant enough to alter the efficiency of energy consumption (Ferrer-Roca et al., 2014). However, further research should evaluate long-term effects of longer cranks on muscle coordinative pattern and overuse injuries.

The anthropometric characteristics (height and weight) and cycling experience (8.1 ± 3.4 years) of the riders (Table 1) were similar to those reported in previous studies involving amateur cyclists (Ferrer-Roca et al., 2012). Mean crank length (173.3 mm) was consistent with the optimum length (20% of the inseam length) described in previous studies (Martin et al., 2002).

Effects of the changes in crank length

In the present study, changes in crank length had no significant effect on the physiological variables. The metabolic cost was similar when pedalling at the same cadence with the three crank lengths (Table 2). These results were consistent with three of the four previous submaximal studies, which did not find differences between crank lengths from 160 to 200 mm (Astrand, 1953), from 165 to 175 mm (Morris & Londeree, 1997) and from 145 to 195 mm (McDaniel et al; 2002), regardless of the commonly used crank length by the riders. On the other hand, only one study that was performed with children from 6 to 10 years pointed out

1
2
3 differences in metabolic cost due to changes in crank lengths (Klimt & Voigt, 1974). On the
4 basis of the results obtained in the present research and the previous studies, the stronger
5 scientific evidence is in favour of the non-influence of changes in crank length on energy cost of
6 pedalling.
7
8
9

10
11
12 Changes in crank length affected kinetic variables, increasing both positive and negative torques
13 and decreasing the PIP (Table 3). This might be due to the fact that the crank torque is negative
14 between ~210-330° of the crank cycle during seated pedalling (Korff et al., 2007) and a longer
15 crank length increases the negative torque, which needs to be compensated with a greater
16 positive torque in order to maintain the same power output. These results are inconsistent with
17 the belief that cyclists have to apply less force with a longer crank (Faria, 1992; Too, 1990)
18 because it does not take into account the effect of the contralateral leg (i.e. during the upstroke).
19 Furthermore, these differences had no effect on gross efficiency, which is consistent with other
20 studies that demonstrated no correspondence between pedal force effectiveness and energy cost
21 of pedalling (Korff et al., 2007; Mornieux, Stapelfeldt, Gollhofer, & Belli, 2008; Theurel et al.,
22 2012). Nevertheless, these biomechanical changes should have important effects on muscle
23 coordinative pattern. In fact, muscle fatigue could be reduced by decreasing the activity of the
24 main leg extensor muscles during downstroke (i.e. vastus lateralis and rectus femoris as knee
25 extensor) and increasing the activity of the main leg flexor muscles during upstroke (i.e. rectus
26 femoris as hip flexor, biceps femoris and tibialis anterior) (Mornieux et al., 2008; Takaishi,
27 Yamamoto, Ono, Ito, & Moritani, 1998; Theurel et al., 2012). Therefore, it is reasonable to
28 consider that a longer crank could change the coordinative pattern between lower limb muscles,
29 which should be investigated in future studies.
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48

49 Furthermore, the extension angle of the hip, knee and ankle joints were similar when pedalling
50 with the different crank lengths (Table 4), which was probably due to the modification of the
51 saddle height in order to maintain the same seat-pedal distance (Barratt et al; 2011). This setting
52 was not considered in some previous studies, and could be the reason why they found an
53 increase in knee extension due to a longer crank (Mileva & Turner, 2003). In the present study,
54
55
56
57
58
59
60

1
2
3 crank lengthening resulted in an increase of the flexion and the ROM at hip and knee joints,
4
5 whereas the ankle joint was not affected. These results are entirely consistent with those
6
7 observed in previous studies on supramaximal pedalling (Barratt et al; 2011; Too & Landwer,
8
9 2000). However, kinematic changes were not significant enough to alter the energy cost of
10
11 pedalling, possibly because these changes were smaller (1.8-3.4°) compared with those reported
12
13 in other studies with wider crank length modifications (4-14° every ~35 mm of crank length)
14
15 (Too & Landwer, 2000). Moreover, crank lengthening resulted in a greater flexion of hip (lower
16
17 than 20°) and knee (lower than 70°) than those obtained in earlier studies (Carpes, Dagnese,
18
19 Mota, & Stefanyshyn, 2009; Ferrer-Roca et al., 2012; García-López et al., 2009; Price & Donne,
20
21 1997), and was opposite to the natural behaviour of these joints when pedalling power increases
22
23 (as it is explained below). The increase in knee flexion has been related to patellofemoral
24
25 compression force (Bini, Tamborindeguy & Mota, 2010), and pedalling with cranks that are too
26
27 long has been associated with anterior knee pain (Asplund & Pierre, 2004) which is one of the
28
29 most prevalent overuse injuries and causes loss of training time (Clarsen, Krosshaug, & Bahr,
30
31 2010). Further studies should evaluate the long-term effect of pedalling with excessive crank
32
33 length in relation to overuse injuries.
34
35

36 37 **Effects of the pedalling power increase**

38
39
40
41 Logically, the power output increased the metabolic cost and heart rate (Table 2). In line with
42
43 previous studies performed with amateur cyclists, gross efficiency also increased from 18.4-
44
45 18.7% at 150 W to 21.5-22.0% at 250 W (Chavarren & Calbet, 1999). More recently, studies
46
47 have showed that gross efficiency increases up to 50% of the MAP in a maximal incremental
48
49 test, and is unchanged from this point on (de Koning, Noordhof, Lucia, & Foster, 2012).
50
51 Unfortunately, the present study did not measure the MAP of the cyclists. Nevertheless, ten of
52
53 the twelve riders were able to perform a pedalling set at 300 W (with the three crank lengths),
54
55 obtaining similar results ($p>0.05$) to 250 W (21.8-22.3% vs 21.5-22.0%, respectively). These
56
57 data were not finally included in the analysis, because two cyclists were not able to finish the set
58
59
60

1
2
3 at 300 W, and another four cyclists showed a respiratory exchange ratio higher than 1.0 (i.e.
4 gross efficiency should not be calculated from this value).
5
6

7
8
9 The increase in power output also affected biomechanical variables (Tables 3 to 6). The
10 maximum torque during downstroke increased while the torque values during upstroke were
11 less negative, causing better PIP as power output increased (Table 3). These results were in line
12 with previous studies where the main effect of increasing power output at constant cadence was
13 an increase in maximum torque during the downstroke (Sanderson, 1991; Sanderson, Hennig &
14 Black, 2000) and a reduction in minimum torque during the upstroke (Rossato, Bini, Carpes,
15 Diefenthaler & Moro; 2008). In fact, *“the capacity to produce propulsive torque during the
16 recovery phase reflects the ability of the cyclists at least to support the contralateral segment
17 weight during the recovery phase”* (Rossato et al; 2008). This effect has recently been described
18 as a strategy to delay fatigue in the knee extensor muscles, implying greater activation of the
19 knee flexor muscles in the contralateral lower limb (Theurel et al., 2012). In the present study,
20 the natural behaviour of the upstroke forces when power output increased was contrary to the
21 effects of a longest crank, especially at 250 W, possibly because riders performed their best
22 potential (Sanderson et al., 2000), as well as the best gross efficiency.
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39

40 The kinematic variables were also affected by the power increase (Tables 4 to 6). In line with
41 early studies, the extension at hip and knee joints increased (Bini & Diefenthaler, 2010),
42 whereas the flexion did not decrease proportionally, so their ROM also increased. This
43 kinematic profile has been described as an adaptation of professional cyclists developing higher
44 power output than amateur ones (Garcia-Lopez et al., 2009). Furthermore, in the present study
45 the range of motion of the ankle was always less than 20° whereas in early studies, elite cyclists
46 showed values higher than 20°, considering the ankle kinematics as a critical factor between
47 cyclists of different level (Chapman, Vicenzino, Blanch, & Hodges; 2009). In a previous study
48 changes in crank length were followed by specific adaptation of the activity of the muscles of
49 the knee and ankle joints (Mileva & Turner; 2003). Probably, the kinematic changes of the
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

1
2
3 present study come from greater involvement of the gluteus maximus (hip extensor) and tibialis
4 anterior (ankle flexor), and are considered the main factors in reaching a higher power output
5 and a better effective force applied to the pedal, respectively (Blake et al., 2012). Further EMG
6 studies should confirm this hypothesis.
7
8
9

10
11
12 The main limitation of the present study was not having performed an incremental maximal test
13 on a separate day. For this reason, the workout of the riders at different power outputs (150, 200
14 and 250 W) could not be characterized in terms of relative intensity of VO_{2max} . However,
15 previous studies highlighted that biomechanical variables should be analysed at the same
16 absolute power output (e.g. 200 W) instead of the relative one (e.g. 70% of VO_{2max} or $3 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$),
17 in order to properly understand their behaviour (Garcia-Lopez et al., 2009; Leirdal & Ettema,
18 2011). Another limitation of the study was the small number of cyclists who participated. A
19 larger sample would have allowed us to calculate the correlations between biomechanical and
20 physiological variables. Similarly, if riders of different competitive levels had been analysed, it
21 would have been possible to investigate the possible influence of this factor together with the
22 crank length on the physiological and biomechanical variables. Further studies should address
23 these limitations.
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39

40 Conclusions

41
42
43 This is the first study to simultaneously analyse the effects that small changes in crank length (\pm
44 5 mm) have on biomechanical and physiological variables during submaximal pedalling. These
45 small changes have no effect on energy cost of pedalling, which is consistent with most
46 previous studies with major changes in crank length. However, changes on the pedalling
47 biomechanics were observed due to the increase of the crank length, and several of them were
48 opposite to the natural behaviour when pedalling power increased. A longer crank length causes
49 loss of positive impulse proportion due to a high positive force applied during the downstroke in
50 order to compensate the high negative force applied during the upstroke. Furthermore, crank
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

1
2
3 lengthening resulted in an increase of the flexion and the ROM at hip and knee joints, which
4
5 could have long-term effects related with patellofemoral compression forces and changes on
6
7 muscle coordinative pattern during distance events. Due to the fact that manufacturers offer a
8
9 narrow range of crank lengths (i.e. 165, 170, 172.5 and 175 mm), in case of doubt between two
10
11 lengths, **the shorter one might be recommended**. Further studies should analyse long-term
12
13 effects of different crank lengths on muscle coordinative pattern and their relationship with
14
15 overuse injuries.
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

For Peer Review Only

References

- Asplund, C., & Pierre, P. S. (2004). Knee Pain and Bicycling. *Physician & Sportsmedicine*, 32(4), 23-30.
- Astrand, P. O. (1953). Study of bicycle modifications using a motor driven treadmill-bicycle ergometer. *Arbeitsphysiologie*, 15(1), 23-32.
- Barratt, P. R., Korff, T., Elmer, S. J., & Martin, J. C. (2011). Effect of crank length on joint-specific power during maximal cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(9), 1689-1697.
- Bini, R., Diefenthaler, F., & Mota, C. (2010). Fatigue effects on the coordinative pattern during cycling: Kinetics and kinematics evaluation. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 20(1), 102-107.
- Bini, R., Tamborindéguy, A., & Mota, C. (2010). Effects of Saddle Height, Pedaling Cadence, and Workload on Joint Kinetics and Kinematics During Cycling. *Journal of Sport Rehabilitation*, 19(3), 301-314.
- Bini, R. R., & Diefenthaler, F. (2010). Kinetics and kinematics analysis of incremental cycling to exhaustion. *Sports Biomechanics*, 9(4), 223-235.
- Blake, O. M., Champoux, Y., & Wakeling, J. M. (2012). Muscle coordination patterns for efficient cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercises*, 44(5), 926-938.
- Carpes, F. P., Dagnese, F., Mota, C. B., & Stefanyshyn, D. J. (2009). Cycling with noncircular chainring system changes the three-dimensional kinematics of the lower limbs. *Sports Biomechanics*, 8(4), 275-283.
- Clarsen, B., Krosshaug, T., & Bahr, R. (2010). Overuse injuries in professional road cyclists. *American Journal of Sports Medicine*, 38(12), 2494-2501.
- Chapman, A., Vicenzino, B., Blanch, P., & Hodges, P. (2009). Do differences in muscle recruitment between novice and elite cyclists reflect different movement patterns or less skilled muscle recruitment? *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12(1), 31-34.
- Chavarren, J., & Calbet, J. A. (1999). Cycling efficiency and pedalling frequency in road cyclists. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*, 80(6), 555-563.
- de Koning, J. J., Noordhof, D. A., Lucia, A., & Foster, C. (2012). Factors affecting gross efficiency in cycling. *International Journal of Sports Medicine*, 33(11), 880-885.
- Dorel, S., Couturier, A., & Hug, F. (2009). Influence of different racing positions on mechanical and electromyographic patterns during pedalling. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 19(1), 44-54.
- Faria, E. W. (1992). Energy expenditure, aerodynamics and medical problems in cycling. An update. *Sports Medicine*, 14, 43-63.
- Ferrer-Roca, V., Bescos, R., Roig, A., Galilea, P., Valero, O., & Garcia-Lopez, J. (2014). Acute effects of small changes in bicycle saddle height on gross efficiency and lower limb kinematics. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(3), 784-791.
- Ferrer-Roca, V., Roig, A., Galilea, P., & Garcia-Lopez, J. (2012). Influence of saddle height on lower limb kinematics in well-trained cyclists: static vs. Dynamic evaluation in bike fitting. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(11), 3025-3029.

- 1
2
3 García-López, J., Díez-Leal, S., Rodríguez-Marroyo, J. A., Larrazabal, J., De Galdeano,
4 I. G., & Villa, J. G. (2009). Mechanical efficiency between cyclists of different
5 competition level. *Biomechanica*, 17(2), 9-20.
- 6 García-Lopez, J., Rodríguez-Marroyo, J. A., Juneau, C. E., Peleteiro, J., Martínez, A.
7 C., & Villa, J. G. (2008). Reference values and improvement of aerodynamic
8 drag in professional cyclists. *Journal of Sports Sciences*, 26(3), 277-286.
- 9 Heil, D. P., Derrick, T. R., & Whittlesey, S. (1997). The relationship between preferred
10 and optimal positioning during submaximal cycle ergometry. *European journal
11 of applied physiology and occupational physiology*, 75(2), 160-165.
- 12 Hopker, J., Coleman, D., Jobson, S. A., & Passfield, L. (2012). Inverse relationship
13 between VO₂max and gross efficiency. *International Journal of Sports
14 Medicine*, 33(10), 789-794.
- 15 Hull, M. L., & Gonzalez, H. (1988). Bivariate optimization of pedalling rate and crank
16 arm length in cycling. *Journal of Biomechanics*, 21(10), 839-849.
- 17 Inbar, O., Dotan, R., Trousil, T., & Dvir, Z. (1983). The effect of bicycle crank-length
18 variation upon power performance. *Ergonomics*, 26(12), 1139-1146.
- 19 Klimt, F., & Voigt, G. B. (1974). Studies for the standardisations of the pedal frequency
20 and the crank length at the work on the bicycle-ergometer in children between 6
21 and 10 years of age. *European Journal of Applied Physiology*, 33(4), 315-326.
- 22 Korff, T., Fletcher, G., Brown, D., & Romer, L. M. (2011). Effect of "Pose" cycling on
23 efficiency and pedaling mechanics. *European Journal of Applied Physiology*,
24 111(6), 1177-1186.
- 25 Korff, T., Romer, L. M., Mayhew, I., & Martin, J. C. (2007). Effect of pedaling
26 technique on mechanical effectiveness and efficiency in cyclists. *Medicine and
27 Science in Sports and Exercises*, 39(6), 991-995.
- 28 Leirdal, S., & Ettema, G. (2011). Pedaling technique and energy cost in cycling.
29 *Medicine and Science in Sports and Exercises*, 43(4), 701-705.
- 30 Macdermid, P. W., & Edwards, A. M. (2010). Influence of crank length on cycle
31 ergometry performance of well-trained female cross-country mountain bike
32 athletes. *European Journal Of Applied Physiology*, 108(1), 177-182.
- 33 Martin, J. C., Malina, R. M., & Spirduso, W. W. (2001). Effects of crank length on
34 maximal cycling power and optimal pedaling rate of boys aged 8-11 years.
35 *European Journal of Applied Physiology*, 86(3), 215-217.
- 36 Martin, J. C., & Spirduso, W. W. (2002). Determinants of maximal cycling power:
37 crank length, pedaling rate and pedal speed. *European Journal of Applied
38 Physiology*, 84(5), 413-418.
- 39 McDaniel, J., Durstine, J. L., Hand, G. A., & Martin, J. C. (2002). Determinants of
40 metabolic cost during submaximal cycling. *Journal of Applied Physiology*,
41 93(3), 823-828.
- 42 Mileva, K., & Turner, D. (2003). Neuromuscular and biomechanical coupling in human
43 cycling: Adaptations to changes in crank length. *Experimental Brain Research*,
44 152(3), 393-403.
- 45 Mornieux, G., Stapelfeldt, B., Gollhofer, A., & Belli, A. (2008). Effects of pedal type
46 and pull-up action during cycling. *International Journal of Sports Medicine*,
47 29(10), 817-822.
- 48 Morris, D. M., & Londeree, B. R. (1997). The effects of bicycle crank arm length on
49 oxygen consumption. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 22(5), 429-438.
- 50 Neptune, R. R., & Herzog, W. (1999). The association between negative muscle work
51 and pedaling rate. *Journal of Biomechanics*, 32(10), 1021-1026.
- 52
53
54
55
56
57
58
59
60

- 1
2
3 Price, D., & Donne, B. (1997). Effect of variation in seat tube angle at different seat
4 heights on submaximal cycling performance in man. *Journal of Sports Sciences*,
5 15(4), 395-402.
- 6 Reiser, M., Meyer, T., Kindermann, W., & Dausgs, R. (2000). Transferability of
7 workload measurements between three different types of ergometer. *European*
8 *Journal Of Applied Physiology*, 82(3), 245-249.
- 9
10 Rodriguez-Marroyo, J. A., Garcia-Lopez, J., Chamari, K., Cordova, A., Hue, O., &
11 Villa, J. G. (2009). The rotor pedaling system improves anaerobic but not
12 aerobic cycling performance in professional cyclists. *European Journal of*
13 *Applied Physiology*, 106(1), 87-94.
- 14 Rodriguez-Marroyo, J. A., Garcia-Lopez, J., Villa, J. G., & Cordova, A. (2008).
15 Adaptation of pedaling rate of professional cyclist in mountain passes. *European*
16 *Journal of Applied Physiology*, 103(5), 515-522.
- 17 Rodriguez-Marroyo, J. A., Garcia Lopez, J., Avila, C., Jimenez, F., Cordova, A., &
18 Villa Vicente, J. G. (2003). Intensity of exercise according to topography in
19 professional cyclists. *Medicine and Science in Sports Exercise*, 35(7), 1209-
20 1215.
- 21
22 **Rossato, M; Bini, R.R; Carpes, F.P; Diefenthaler, F; Moro, A.R.P (2008). Cadence and**
23 **Workload Effects on Pedaling Technique of Well-Trained Cyclists.**
24 ***International Journal of Sports Medicine*, 29(9), 746-752**
- 25 Sanderson, D. J. (1991). The influence of cadence and power output on the
26 biomechanics of force application during steady-rate cycling in competitive and
27 recreational cyclists. *Journal of Sports Sciences*, 9(2), 191-203.
- 28 Sanderson, D. J., Hennig, E. M., & Black, A. H. (2000). The influence of cadence and
29 power output on force application and in-shoe pressure distribution during
30 cycling by competitive and recreational cyclists. *Journal of Sports Sciences*,
31 18(3), 173-181.
- 32 Takaishi, T., Yamamoto, T., Ono, T., Ito, T., & Moritani, T. (1998). Neuromuscular,
33 metabolic, and kinetic adaptations for skilled pedaling performance in cyclists.
34 *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30(3), 442-449.
- 35 Theurel, J., Crepin, M., Foissac, M., & Temprado, J. J. (2012). Effects of different
36 pedalling techniques on muscle fatigue and mechanical efficiency during
37 prolonged cycling. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*,
38 22(6), 714-721.
- 39 Tomas, A., Ross, E. Z., & Martin, J. C. (2010). Fatigue during maximal sprint cycling:
40 unique role of cumulative contraction cycles. *Medicine and Science in Sports*
41 *and Exercices*, 42(7), 1364-1369.
- 42 Too, D. (1990). Biomechanics of cycling and factors affecting performance. *Sports*
43 *Medicine*, 10(5), 286-302.
- 44 Too, D. (1991). The Effect of Hip Position/Configuration on Anaerobic Power and
45 Capacity in Cycling. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7(4), 359-
46 370.
- 47 Too, D., & Landwer, G. E. (2000). The effect of pedal crank arm length on joint angle
48 and power production in upright cycle ergometry. *Journal of Sports Sciences*,
49 18(3), 153-161.
- 50 Vogt, S., Heinrich, L., Schumacher, Y., Blum, A., Roecker, K., Dickhuth, H. H., &
51 Schmid, A. (2006). Power Output during Stage Racing in Professional Road
52 Cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 38(1), 147-153.
- 53
54
55
56
57
58
59
60

Vogt, S., Schumacher, Y. O., Roecker, K., Dickhuth, H. H., Schoberer, U., Schmid, A., & Heinrich, L. (2007). Power Output during the Tour de France. *International Journal of Sports Medicine*, 28(9), 756-761.

For Peer Review Only

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

1
2
3 **Tables**
4
5
6

7 Table 1. Characteristics (Mean \pm SD) of the cyclists and their bicycles.
8

	Mean \pm SD	Range	
CYCLISTS	Age (yr)	20.8 \pm 2.8	18.0 – 27.0
	Weight (kg)	68.5 \pm 6.6	57.0 – 79.1
	Height (cm)	176.9 \pm 6.4	166.5– 182.4
	Trochanteric height (cm)	90.3 \pm 3.7	84.0 – 96.5
	Inseam length (cm)	86.7 \pm 4.5	78.5 – 95.7
	Cycling experience (yr)	8.1 \pm 3.4	3.0 – 11.0
	Training volume (km)	4063 \pm 1595	3000 – 8000
BICYCLES	Saddle height (cm)	76.1 \pm 3.3	69.5 – 81.5
	Saddle height (% IL)	108.0 \pm 2.8	103.4 – 113.7
	Saddle back (cm)	7.5 \pm 1.5	4.7 – 10.2
	Crank length (mm)	173.3 \pm 1.2	172.5 – 175.0
	Handlebar-D (cm)	55.9 \pm 1.9	52.2 – 58.5
	Handlebar-V (cm)	9.0 \pm 1.8	6.5 – 12.0

18
19
20
21
22
23
24
25 See Figure 1 for the main bike measurements. % IL, percentage of inseam length.
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

Table 2. Mean \pm SD of the physiological variables at different power outputs (150, 200 and 250 W) and at different crank lengths (shorter, preferred and longer).

		Shorter crank	Preferred Crank	Longer Crank
150 W	Cadence (rpm)	91.4 \pm 0.6	91.3 \pm 0.7	91.3 \pm 0.6
	Heart Rate (bpm)	129 \pm 10 † ‡	128 \pm 10 † ‡	128 \pm 12 † ‡
	Gross efficiency (%)	18.6 \pm 1.3 † ‡	18.4 \pm 1.9 † ‡	18.7 \pm 2.3 † ‡
200 W	Cadence (rpm)	91.2 \pm 0.9	91.3 \pm 0.7	91.4 \pm 0.8
	Heart Rate (bpm)	143 \pm 13 †	144 \pm 13 †	145 \pm 14 †
	Gross efficiency (%)	20.5 \pm 1.8 †	20.4 \pm 2.0 †	20.5 \pm 2.5 †
250 W	Cadence (rpm)	91.4 \pm 0.7	91.4 \pm 1.0	91.4 \pm 1.0
	Heart Rate (bpm)	161 \pm 15	162 \pm 13	162 \pm 14
	Gross efficiency (%)	22.0 \pm 1.9	21.5 \pm 1.7	21.6 \pm 1.8
MEAN	Cadence (rpm)	91.3 \pm 0.7	91.4 \pm 0.8	91.4 \pm 0.9
	Heart Rate (bpm)	145 \pm 18	145 \pm 18	146 \pm 19
	Gross efficiency (%)	20.8 \pm 2.4	20.5 \pm 2.3	20.7 \pm 2.4

Significant difference ($p < 0.05$): Power (†150 vs 250 W, ‡ 150 vs 200 W).

Table 3. Mean \pm SD of the kinetic variables at different power outputs (150, 200 and 250 W) and at different crank lengths (shorter, preferred and longer).

		Shorter Crank	Preferred Crank	Longer Crank
150 W	Maximum Torque (N · m)	37.2 \pm 4.4 * † ‡	37.6 \pm 4.5 † ‡	38.2 \pm 4.5 †
	Minimum Torque (N · m)	-13.3 \pm 3.0 * † ‡	-13.9 \pm 3.4 † ‡	-14.3 \pm 3.2 † ‡
	PIP (%)	76.8 \pm 3.2 * † ‡	76.3 \pm 3.7 * † ‡	75.7 \pm 3.5 † ‡
200 W	Maximum Torque (N · m)	44.0 \pm 5.4 * #	44.8 \pm 5.3 * †	45.7 \pm 5.4 †
	Minimum Torque (N · m)	-12.0 \pm 2.9 * # †	-12.6 \pm 3.1 * †	-13.1 \pm 2.7 †
	PIP (%)	81.4 \pm 4.2 * †	80.9 \pm 4.0 †	80.5 \pm 3.7 †
250 W	Maximum Torque (N · m)	49.8 \pm 5.5 *	50.4 \pm 5.5 *	52.1 \pm 5.6
	Minimum Torque (N · m)	-9.2 \pm 3.3 * #	-10.5 \pm 2.3 *	-11.4 \pm 2.5
	PIP (%)	86.5 \pm 3.6 * #	85.8 \pm 3.3 *	84.6 \pm 3.5
MEAN	Maximum Torque (N · m)	43.9 \pm 7.2 * #	44.5 \pm 7.2 *	45.5 \pm 7.6
	Minimum Torque (N · m)	-11.4 \pm 3.5 * #	-12.3 \pm 3.2 *	-12.9 \pm 3.0
	PIP (%)	81.7 \pm 5.4 * #	81.1 \pm 5.3 *	80.4 \pm 5.0

PIP, positive impulse proportion. Significant difference ($p < 0.05$): Crank (* with longer crank, # shorter crank vs preferred crank) and power († with 250 W, ‡ 150 vs 200 W).

Table 4. Mean \pm SD of the hip kinematic variables at different power outputs (150, 200 and 250 W) and at different crank lengths (shorter, preferred and longer).

	HIP	Shorter Crank	Preferred Crank	Longer Crank
150 W	Extension (°)	62.0 \pm 3.1 †	62.1 \pm 2.8 †	62.2 \pm 2.6 †
	Flexion (°)	18.1 \pm 2.2 * # † ‡	17.4 \pm 2.2 * †	16.3 \pm 2.5 †
	ROM (°)	43.9 \pm 2.7 * #	44.7 \pm 2.6 * ‡	45.9 \pm 2.7
200 W	Extension (°)	63.6 \pm 2.8 †	63.6 \pm 3.2 †	63.3 \pm 3.3 † ‡
	Flexion (°)	19.1 \pm 2.4 * # †	17.9 \pm 2.4 * †	16.6 \pm 1.8 †
	ROM (°)	44.5 \pm 2.3 * #	45.6 \pm 2.8 *	46.7 \pm 2.6
250 W	Extension (°)	63.9 \pm 3.1	64.0 \pm 3.3	64.0 \pm 3.0
	Flexion (°)	19.7 \pm 2.2 * #	18.6 \pm 2.4 *	17.6 \pm 2.3
	ROM (°)	44.2 \pm 2.7 * #	45.4 \pm 2.6 *	46.3 \pm 2.5
MEAN	Extension (°)	63.2 \pm 3.0	63.2 \pm 3.0	63.2 \pm 3.0
	Flexion (°)	19.0 \pm 2.3 * #	18.0 \pm 2.3 *	16.9 \pm 2.2
	ROM (°)	44.2 \pm 2.5 * #	45.3 \pm 2.6 *	46.3 \pm 2.6

ROM, range of movement. Significant difference ($p < 0.05$): Crank (* with longer crank, #

Shorter crank vs preferred crank) and power († with 250 W, ‡ 150 vs 200 W)

Table 5. Mean \pm SD of the knee kinematic variables at different power outputs (150, 200 and 250 W) and at different crank lengths (shorter, preferred and longer).

	KNEE	Shorter Crank	Preferred Crank	Longer Crank
150 W	Extension (°)	143.1 \pm 4.2 † ‡	143.0 \pm 3.6 † ‡	143.2 \pm 3.5 † ‡
	Flexion (°)	70.5 \pm 2.3 * # †	69.2 \pm 2.2 * †	67.6 \pm 2.2
	ROM (°)	72.6 \pm 3.9 * # † ‡	73.8 \pm 3.5 * † ‡	75.5 \pm 3.6 † ‡
200 W	Extension (°)	145.4 \pm 4.1 †	145.2 \pm 4.2 †	145.0 \pm 4.6 †
	Flexion (°)	71.4 \pm 2.3 * #	69.7 \pm 2.1 *	68.0 \pm 2.0
	ROM (°)	74.0 \pm 3.8 * # †	75.5 \pm 3.9 *	77.0 \pm 4.2 †
250 W	Extension (°)	146.2 \pm 4.7	146.3 \pm 4.8	145.9 \pm 4.2
	Flexion (°)	71.3 \pm 2.1 * #	70.0 \pm 2.2 *	68.2 \pm 2.3
	ROM (°)	74.9 \pm 4.4 * #	76.3 \pm 4.5 *	77.6 \pm 4.5
MEAN	Extension (°)	144.9 \pm 4.4	144.9 \pm 4.4	144.7 \pm 4.2
	Flexion (°)	71.0 \pm 2.2 * #	69.7 \pm 2.1 *	68.0 \pm 2.1
	ROM (°)	73.9 \pm 4.0 * #	75.3 \pm 4.0 *	76.7 \pm 4.1

ROM, range of movement. Significant difference ($p < 0.05$): Crank (* with longer crank, #

Shorter crank vs preferred crank) and power († with 250 W, ‡ 150 vs 200 W)

Table 6. Mean \pm SD of the ankle kinematic variables at different power outputs (150, 200 and 250 W) and at different crank lengths (shorter, preferred and longer).

	ANKLE	Shorter Crank	Preferred Crank	Longer Crank
150 W	Extension (°)	136.8 \pm 5.8	136.8 \pm 5.4	137.0 \pm 4.9
	Flexion (°)	118.9 \pm 7.0 †	118.4 \pm 7.0 †	118.3 \pm 7.8
	ROM	18.0 \pm 4.1 †	18.4 \pm 4.0	18.8 \pm 5.3
200 W	Extension (°)	135.6 \pm 5.6	135.6 \pm 6.5	135.7 \pm 5.8
	Flexion (°)	117.9 \pm 7.6 †	117.8 \pm 8.5	117.7 \pm 6.9
	ROM	17.7 \pm 4.0	17.9 \pm 4.4	18.0 \pm 3.6
250 W	Extension (°)	135.1 \pm 5.0	135.1 \pm 5.1	134.9 \pm 5.4
	Flexion (°)	115.8 \pm 6.8	115.8 \pm 6.8	115.7 \pm 7.5
	ROM	19.3 \pm 3.8	19.3 \pm 4.6	19.2 \pm 4.8
MEAN	Extension (°)	135.8 \pm 5.4	135.8 \pm 5.6	135.9 \pm 5.3
	Flexion (°)	117.5 \pm 7.1	117.3 \pm 7.3	117.2 \pm 7.2
	ROM	18.3 \pm 3.9	18.5 \pm 4.2	18.7 \pm 4.5

ROM, range of movement. Significant difference ($p < 0.05$): Crank (* with longer crank, #

Shorter crank vs preferred crank) and power († with 250 W, ‡ 150 vs 200 W)

Figure captions

Figure 1. The main bike measurements: saddle height, saddle back, crank length, vertical distance between the top of the saddle and the handlebar's brake (Handlebar-V) and distance between the front of the saddle and the middle of the handlebars (Handlebar-D).

Figure 2. Biomechanical variables analysed during pedalling. Kinetic analysis: torque-angle profile of a complete revolution and main selected variables for analysis. Kinematic analysis: schematic illustration of reflective marker locations and definition of angles.

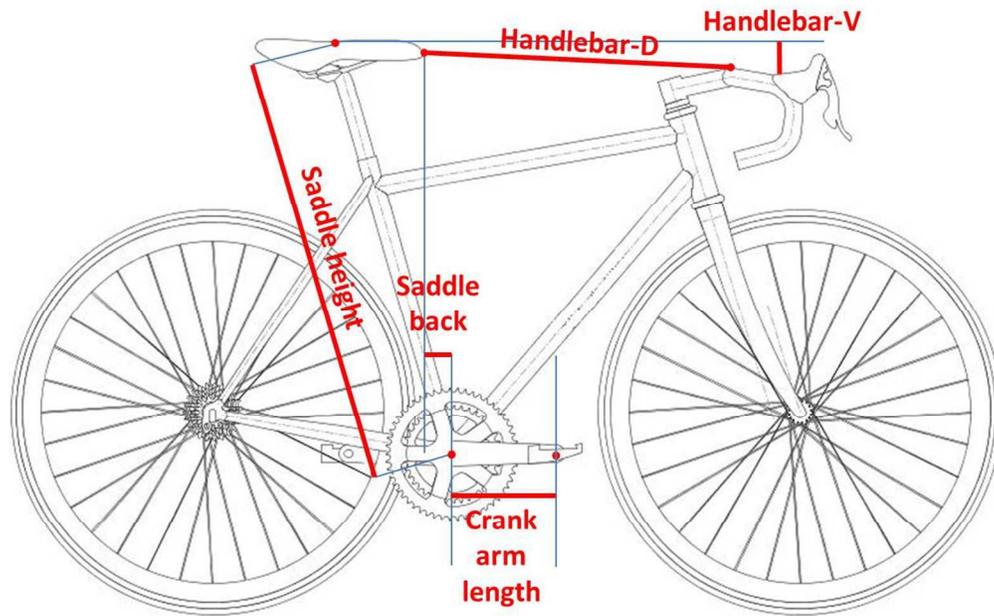


Figure 1. The main bike measurements: saddle height, saddle back, crank length, vertical distance between the top of the saddle and the handlebar's brake (Handlebar-V) and distance between the front of the saddle and the middle of the handlebars (Handlebar-D).

211x135mm (150 x 150 DPI)

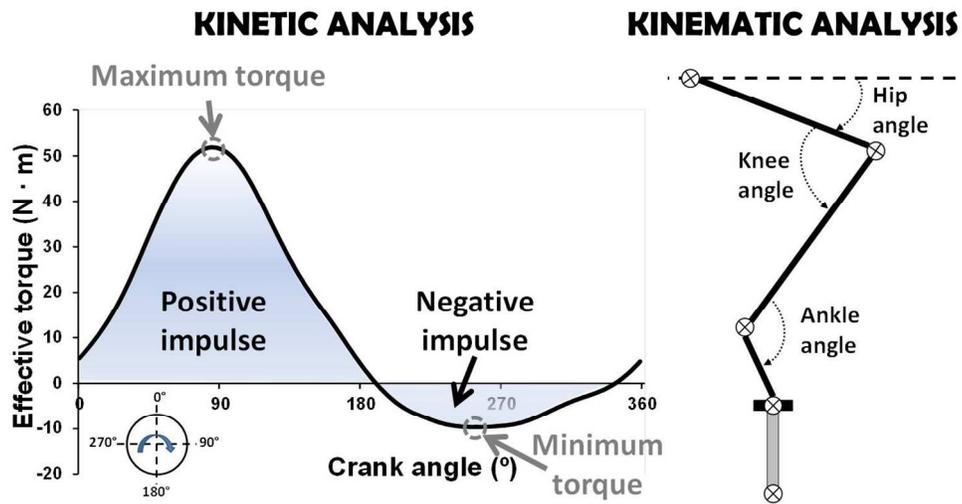


Figure 2. Biomechanical variables analysed during pedalling. Kinetic analysis: torque-angle profile of a complete revolution and main selected variables for analysis. Kinematic analysis: schematic illustration of reflective marker locations and definition of angles.
250x134mm (150 x 150 DPI)

