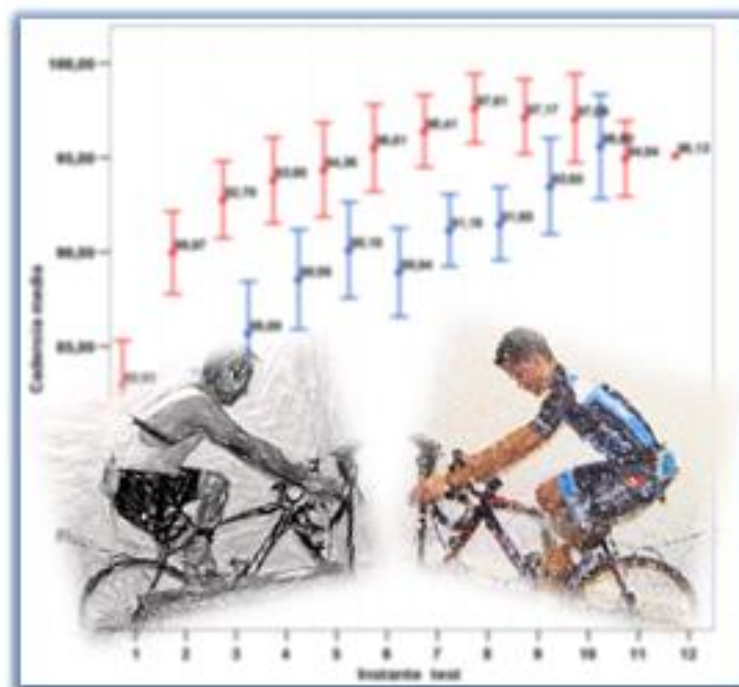


ESTUDIO DE LAS VARIABLES
BIOMECÁNICAS IMPLICADAS
EN EL PEDALEO EN CICLISMO
Y SUS INTERRELACIONES
INFLUENCIA DE LA EXPERIENCIA
Y EL NIVEL DE RENDIMIENTO



VNIVERSITAT
DE VALÈNCIA

 Facultat de Ciències de l'Activitat Física i l'Esport



J. Santiago Cortés Mollà
Julio, 2016

VNIVERSITAT DE VALÈNCIA



 **Facultat de Ciències de l'Activitat Física i l'Esport**

Departament d'Educació Física i Esportiva

Programa de Doctorado 3161 – Activitat Física i Esport

ESTUDIO DE LAS VARIABLES BIOMECÁNICAS IMPLICADAS EN EL PEDALEO EN CICLISMO Y SUS INTERRELACIONES. INFLUENCIA DE LA EXPERIENCIA Y EL NIVEL DE RENDIMIENTO

TESIS DOCTORAL

Presentada por:

José Santiago Cortés Mollá

Dirigida por:

Dr. D. Salvador Llana Belloch

Dr. D. Alberto Encarnación Martínez

Valencia, 2016

Dr. D. Salvador Llana Belloch

Doctor en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte
Universidad de Valencia

Dr. D. Alberto Encarnación Martínez

Doctor en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte
Universidad Católica San Antonio de Murcia

HACEN CONSTAR: Que la presente Tesis Doctoral titulada: “**Estudio de las variables biomecánicas implicadas en el pedaleo en ciclismo y sus interrelaciones. Influencia de la experiencia y el nivel de rendimiento**”, cuyo autor es D. José Santiago Cortés Mollá, ha sido realizada bajo su dirección y reúne, a su juicio, las condiciones requeridas para que pueda optar al grado de Doctor.

Valencia, Junio 2016

Fdo. Dr. D. Salvador Llana Belloch

Fdo. Dr. D. Alberto Encarnación Martínez

*Para Jessica, por su apoyo constante en los buenos
momentos y, sobre todo, en los malos*

*Para Irene y Cibeles, por enseñarme tantas cosas.
Por hacerme tan feliz.
Por su amor incondicional.*

“Ilustrísimo señor:

Grande es la distancia que media entre mi inexperiencia y poquedad en conocimientos y la bien reconocida ilustración de quienes han dedicado su vida al estudio de los más arduos problemas. Y grande es en este momento mi confusión, suplicándoos que me tendáis la mano, que yo, con vuestra ayuda, procuraré subir.

Si hubiera de presentar mi trabajo a un juez, lo retiraría, pero sé que lo presento a un maestro, y espero corrección, que no censura.

Y con tal ánimo presento a vuestro recto juicio este trabajo, que a quien lo mire de fuera parecerá débil bosquejo, que yo desde dentro veo en él fruto de largas tareas”

Miguel de Unamuno

AGRADECIMIENTOS

Entiendo el proceso de realización de una Tesis Doctoral como una forma de maduración personal que, como tal, nace de la pasión por la investigación, la motivación y el compromiso de aprender, aportando conocimiento al ámbito de estudio propio y a la sociedad en general, los cuales, en etapas más tempranas de mi formación, contribuyeron a mi crecimiento y desarrollo personal y profesional. Con este trabajo pretendo humildemente agradecer esta contribución.

Casi desde el principio, me he referido a este trabajo de Tesis Doctoral como “La Tesis de los amigos”, puesto que he tenido la fortuna de contar en todo momento con grandes amigos que, en la medida de las posibilidades de cada uno, me han ofrecido activa y desinteresadamente su ayuda en este proyecto. Sin su presencia, su apoyo y sus aportaciones, este trabajo no existiría. A todos ellos, gracias de corazón. Gracias por estar siempre ahí.

En primer lugar, quisiera darle las gracias a mi amigo y compañero Miguel Herrera. Muy de vez en cuando, la vida te regala un encuentro casual con una persona extraordinaria que te ofrece su ayuda y su amistad sin saber muy bien por qué, y saca lo mejor de ti. Miguel es una de esas personas. Sabes bien que fuiste la chispa que reavivó mi interés por la investigación, y me diste el impulso que necesitaba para comenzar esta gran aventura. Eres un grande.

A mi profesor Víctor Tella, que siempre confió en mí y me facilitó el contacto con la investigación en ciencias del deporte. Además, fue un excelente tutor del proyecto de investigación y una ayuda inestimable durante la preparación del examen del DEA. Por todo ello, muchas gracias.

A mis directores de Tesis, a quienes considero sobre todo buenos amigos. A Salva Llana, a quien considero mi mentor en el mundo de la investigación. Gracias Salva, por exigirme lo máximo en tus clases para dar lo mejor de mí, por permitirme colaborar en tus investigaciones, en las que aprendí muchísimo, por darme la oportunidad de presentar mi primera comunicación en un congreso, por tus consejos, por tus orientaciones, por tranquilizarme y animarme en los peores momentos, por ayudarme con los trámites. A Alberto Encarnación, por tus orientaciones, por tus ideas para el proyecto y desarrollo de esta Tesis Doctoral, por facilitarme todo tipo de materiales y medios para la realización de los experimentos y la recopilación de datos, por dedicarme el tiempo que no tenías, por transmitirme tu capacidad de trabajo, por tu confianza en mí.

A María Sempere, mi “directora de tesis” en la sombra, por su sabiduría, su impecable profesionalidad y su inestimable ayuda en el tratamiento estadístico e interpretación de los resultados obtenidos en esta Tesis Doctoral. Gracias por tu tiempo, por las horas y las tardes que me has dedicado, por tu paciencia y por contestar a mis correos, llamadas y whassaps a cualquier hora.

A Quique Alcántara, del Instituto de Biomecánica de Valencia, por el tiempo que me dedicaste cuando, después de diez años sin vernos, un buen día aparecí por tu despacho. Muchas gracias.

A mis amigos Carlos Mendiola, Miguel Polo, Ismael Gallego y a mi hermano Juanra Yago, por su ayuda para contactar con los ciclistas, especialmente con los del grupo de expertos. A Quino, de Quinobike, y al Miguelón por sus comentarios y observaciones a la Tesis, y por sus opiniones expertas. A mi gran amigo Luis Alted, por cederme su bicicleta para los experimentos *sine die*. A Dani Cegarra, de Mundobici, por facilitarme los diferentes tipos de pedales para la realización del experimento. A Ximo Rubert, por facilitarme la rueda instrumentada.

A mi amigo Pedro Garijo, otra de esas personas que es una suerte conocer, por prestarme desinteresadamente su ayuda y su ciclocomputador Garmin el tiempo que hiciera falta. Muchas gracias a todos.

A Félix Jiménez, una de las personas más importantes en mi vida, junto a la que he recorrido el largo y tortuoso camino hasta la presentación de la Tesis Doctoral. Gracias por tus aportaciones, por tus ánimos, por tu opinión experta. Gracias por todo.

A mi cuñado Alberto García, por diseñar y construir el sistema electrónico de los pulsadores para el control de los cambios de marchas.

A Juan García López, por cederme el rodillo para la realización del experimento desinteresadamente y durante muchos meses. Gracias por tus consejos, tu experiencia y apoyo.

A la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte de la Universidad Católica San Antonio de Murcia (UCAM) por cederme el laboratorio de biomecánica para la realización de los experimentos.

A mi amigo Adri Moreno, a mi primo Isaac Blanco y a Carlos Pérez, por su ayuda y su participación en los test piloto. Hicisteis un gran esfuerzo y vuestra aportación fue fundamental para diseñar un buen experimento. Muchas gracias a los tres.

A todos los ciclistas participantes en el experimento, por su tiempo y su esfuerzo entregados sólo por su amor al deporte del ciclismo. Todos vosotros hacéis grande el ciclismo y contribuís a que el conocimiento científico sobre este deporte avance.

Entre ellos, quisiera mencionar a mis amigos Miguel Navarro, Jacob Botella, Dani el Gripas, Sergio Garijo y sobre todo a mi hermano, Daniel Cortés. Gracias por estar ahí siempre, para lo que haga falta.

A toda mi familia, el pilar esencial de mi vida y de la que siempre me he sentido y me sentiré orgulloso y afortunado. Gracias por confiar en mí, por apoyarme siempre, por la educación y los valores que me habéis transmitido, y por no tener en cuenta mis errores y defectos. Gracias especialmente a mi mujer, Jessica, por tus ánimos, por tu energía inagotable, por duplicarte tantas veces para ocupar el hueco que yo dejaba.

INDICE

1.	INTRODUCCIÓN	2
1.1	ESTADO DEL ARTE	2
1.1.1	FACTORES DE RENDIMIENTO EN CICLISMO.....	2
1.1.2	EFICIENCIA	3
1.1.3	RELACIÓN EFICIENCIA- CADENCIA	5
1.1.4	CADENCIA.....	6
1.1.5	POTENCIA DE TRABAJO	15
1.1.6	CINEMÁTICA DEL PEDALEO	15
1.1.7	TÉCNICA DE PEDALEO.....	18
1.1.8	USO DE PLATOS NO CIRCULARES	20
1.1.9	EL ROL DEL CAMBIO DE MARCHAS.....	24
1.2	HERRAMIENTAS PARA EL ANÁLISIS BIOMECÁNICO DEL PEDALEO EN CICLISMO	28
1.2.1	CICLOERGÓMETROS	28
1.2.2	RODILLOS DE ENTRENAMIENTO	30
1.2.3	HERRAMIENTAS BIOMECÁNICAS PARA LA MEDICIÓN DE POTENCIA DE PEDALEO	33
1.3	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	38
1.4	HIPÓTESIS	40
1.5	OBJETIVOS	40
1.6	PLAN DE TRABAJO.....	41
1.6.1	FASES DEL PROYECTO	41
1.6.2	PLAN DE TRABAJO	45
2.	MATERIAL Y MÉTODOS.....	48
2.1	METODOLOGÍA.....	48
2.1.1	DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA.....	48
2.1.2	INSTRUMENTAL	51
2.1.3	DISEÑO EXPERIMENTAL.....	54
2.1.4	PROTOCOLO DE LOS ENSAYOS	57
2.1.5	VARIABLES DE INVESTIGACIÓN	58

2.1.6	METODOLOGÍA ESTADÍSTICA	61
3.	RESULTADOS	65
3.1	ESTUDIO DESCRIPTIVO	65
3.1.1	USO DE LAS RELACIONES DE MARCHAS	70
3.1.2	EFFECTOS DEL CAMBIO DE MARCHAS SOBRE LA CADENCIA DEL PEDALEO	76
3.2	INFERENCIA ESTADÍSTICA	80
3.2.1	ESTUDIO DE LA EVOLUCIÓN DE LA CADENCIA EN LOS 7 PRIMEROS ESTADIOS	81
3.2.2	ESTUDIO DE LA EVOLUCIÓN DE LA CADENCIA EN LOS 9 PRIMEROS ESTADIOS	86
3.3	EFFECTOS DEL CAMBIO DE MARCHAS SOBRE LA CADENCIA DE PEDALEO.....	89
3.4	ESTUDIO DE CORRELACIONES Y DE REGRESIÓN	92
3.4.1	ESTUDIO DE CORRELACIONES	92
3.4.2	ECUACIÓN DE REGRESIÓN	92
4.	DISCUSIÓN	100
4.1	RELACIONES DE MARCHAS.....	100
4.2	EVOLUCIÓN DE LA CADENCIA.....	102
4.2.1	EFFECTOS DE INTERACCIÓN DE LOS FACTORES GRUPO Y ESTADIO.....	103
4.2.2	EVOLUCIÓN DE LA CADENCIA EN FUNCIÓN DEL ESTADIO.	103
4.2.3	EVOLUCIÓN DE LA CADENCIA EN FUNCIÓN DEL GRUPO ...	105
4.3	EFFECTOS DEL CAMBIO DE MARCHAS SOBRE LA CADENCIA DE PEDALEO.....	107
4.4	CORRELACIONES LINEALES Y ECUACIÓN DE REGRESIÓN	108
4.4.1	CORRELACIONES LINEALES	108
4.4.2	ECUACIÓN DE REGRESIÓN	109
5.	CONCLUSIONES	113
6.	LIMITACIONES DEL ESTUDIO	117
7.	FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN Y APLICACIONES PRÁCTICAS	121
8.	BIBLIOGRAFÍA	125

APÉNDICES

APÉNDICE A:	DECLARACIÓN DE CONSENTIMIENTO.....	ii
APÉNDICE B:	CUESTIONARIO: ESTUDIO DE LA BIOMECÁNICA DEL PEDALEO EN CICLISMO.....	iv
APÉNDICE C:	PRUEBAS DE EFECTOS INTRA-SUJETOS, EN RELACIÓN A VARIACIONES EN LA CADENCIA DURANTE UN CAMBIO DE MARCHAS.....	v
APÉNDICE D:	ANOVA MEDIDAS REPETIDAS. TABLAS DE COMPARACIONES POR PARES INTRA- SUJETOS.....	vii
APÉNDICE E:	CORRELACIÓN PEARSON ENTRE LAS VARIABLES DE ESTUDIO. RESULTADOS DEL TEST POR ESTADIO.....	xxxvi
APÉNDICE F:	DATOS ORIGINALES ECUACIONES DE REGRESIÓN.....	xlii

INDICE DE FIGURAS

<i>Figura 1.</i> Ángulos de biela y fases del pedaleo	18
<i>Figura 2.</i> Comparación de perfiles entre un plato circular y uno no circular (Extraído de Bini y Dagnese, 2012).....	21
<i>Figura 3.</i> Relación Potencia- Velocidad para diferentes marchas de una bicicleta. Extraído de Weaver et al. (2009).....	26
<i>Figura 4.</i> Relación Potencia- Cadencia. Extraído de Crouch, 2004	27
<i>Figura 5.</i> Mecanismo básico de funcionamiento de un cicloergómetro	29
<i>Figura 6.</i> Cicloergómetro de Atwater y Beneditt (1907).....	30
<i>Figura 7.</i> Cicloergómetro Monark® 828E	30
<i>Figura 8.</i> Rodillo de aire (izda.). Detalle del cilindro de rodadura y el ventilador de un rodillo de aire (dcha.).....	31
<i>Figura 9.</i> Rodillo magnético.....	31
<i>Figura 10.</i> Rodillo hidráulico	32
<i>Figura 11.</i> Rodillo de transmisión directa	32
<i>Figura 12.</i> Rodillo de realidad virtual	33
<i>Figura 13.</i> Pedal desarrollado con galgas (Burke, 1996).	34
<i>Figura 14.</i> Pedal formado con transductores piezoeléctricos (Burke, 1996)	34
<i>Figura 15.</i> Pedal formado un eje-gala extensométrica (Burke, 1996)	35
<i>Figura 16.</i> Pulsómetro Polar Cs600	36
<i>Figura 17.</i> Sistema Ergomo.....	36
<i>Figura 18.</i> Buje, ciclocomputador y banda de medición de la HR Powertap® .	37
<i>Figura 19.</i> Sistema SRM	37
<i>Figura 20.</i> Diferentes modelos de potenciómetros Quarq®/ SRAM®	38
<i>Figura 21.</i> Fases del Proyecto de Tesis Doctoral.....	45
<i>Figura 22.</i> Bicicleta Specialized S-Works utilizada en los tests.....	51
<i>Figura 23.</i> Rodillo Cateye CS-1000.....	52
<i>Figura 24.</i> Detalle del potenciómetro PowerTap Pro SL 2.4	53
<i>Figura 25.</i> Detalles de componentes del cardifrecuencímetro GARMIN Edge 810.....	53
<i>Figura 26.</i> Detalle del disco duro multimedia Memup Mediadisk FX	53
<i>Figura 27.</i> Detalle del software Poweragent para la obtención de datos.....	54

<i>Figura 28.</i> Vista frontal de la cámara utilizada.....	54
<i>Figura 29.</i> Posición de las manos sobre el manillar durante la realización del test	56
<i>Figura 30.</i> Tipos de pedales utilizados durante el experimento.....	56
<i>Figura 31.</i> Protocolo experimental.....	57
<i>Figura 32.</i> (A) Medidas básicas que configuran la bicicleta: altura del sillín (Hs), retroceso del sillín (Rs), (B) Medidas antropométricas del ciclista: altura de la entrepierna (hE). Extraído de García- López et al. (2008)	60
<i>Figura 33.</i> Tiempo de uso de cada relación de marchas.....	72
<i>Figura 34.</i> Tiempo de uso de cada relación de marchas. Grupo principiantes.	74
<i>Figura 35.</i> Tiempo de uso de cada relación de marchas. Grupo Expertos.....	76
<i>Figura 36.</i> Comparación de la evolución de la cadencia en los dos grupos de estudio. Test a 7 estadios	86
<i>Figura 37.</i> Comparación de la evolución de la cadencia en los dos grupos de estudio. Test a 9 estadios	6
<i>Figura 38.</i> Esquema ilustrativo de las franjas de cadencia medidas antes y después de los cambios de marchas	87
<i>Figura 39.</i> Gráfico de relaciones entre las diferentes variables a estudio	93
<i>Figura 40.</i> Gráfico de relaciones entre las diferentes variables incluyendo raíz de potencia.....	94

INDICE DE TABLAS

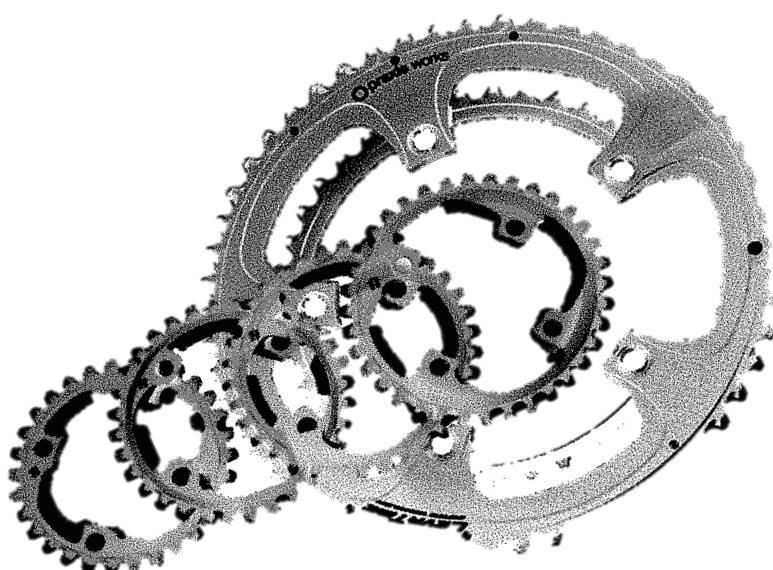
Tabla 1. Estudios que abordan la cadencia "óptima" con sus variables estudiadas y rangos de cadencia propuestos	9
Tabla 2. Programa de desarrollo de las fases que componen la Tesis Doctoral	47
Tabla 3. Criterios de establecimiento de los grupos de la muestra	52
Tabla 4. Datos de la muestra	53
Tabla 5. Resultados descriptivos de las variables estudiadas	69
Tabla 6. Resultados del test, por número de estadios alcanzados	70
Tabla 7. Resultados descriptivos de las variables estudiadas. Estadios 1 a 10	70
Tabla 8. Resultados descriptivos de las variables estudiadas. Estadio 11.....	73
Tabla 9. Resultados descriptivos de las variables estudiadas. Estadio 12.....	74
Tabla 10. Uso de las relaciones de marchas. Número y % de la muestra.	75
Tabla 11. Uso de las relaciones de marchas. Número y % de la muestra. Grupo Principiantes.....	77
Tabla 12. Uso de las relaciones de marchas. Número y % de la muestra. Grupo expertos.....	79
Tabla 13. Cadencias medias por franjas antes y después de un cambio de marchas.....	81
Tabla 14. Muestra incluida para cada estadio del test.....	82
Tabla 15. Prueba de normalidad	83
Tabla 16. Comparaciones de cadencia entre estadios. Test a 7 estadios	85
Tabla 17. Comparaciones de cadencia entre estadios. Test a 9 estadios	88
Tabla 18. Valores para el ajuste del modelo de regresión lineal múltiple.....	96
Tabla 19. Cálculo del desarrollo idóneo a partir de las variables Velocidad y Cadencia. Principiantes.....	97
Tabla 20. Cálculo del desarrollo idóneo a partir de las variables Velocidad y Cadencia. Expertos	97

INDICE DE ABREVIATURAS

GE	Gross Efficiency, Eficiencia Bruta.....	3
NE	Net Efficiency, Eficiencia Neta.....	4
WE	Work Efficiency, Eficiencia de Trabajo.....	4
W	Wattios.....	4
VO2	Consumo de Oxígeno.....	4
DE	Delta Efficiency, Eficiencia Delta.....	4
EC	Economía.....	4
rpm	revoluciones por minuto.....	5
HR	frecuencia cardíaca.....	7
RPE	Rate of Perceived Exertion, Nivel de Fatiga Percibida.....	7
iEMG	Integrated Electromyography, Electromiografía integrada.....	8
PC/ FCC	Freely Chosen Cadence, cadencia preferida.....	10
Km/h	kilómetros por hora.....	13
p.e.	por ejemplo.....	14
VO ₂ max	Consumo máximo de oxígeno.....	14
FE	Force Effectiveness, fuerza efectiva.....	15
Nm	Newtons por metro.....	15
PO	Power Output, potencia de trabajo.....	15
Vpedal	velocidad de movimiento del pedal.....	15
BDC	Bottom Dead Center, Punto Muerto Inferior.....	16
TDC	Top Dead Center, Punto Muerto Superior.....	18
DC	Dead Center, Punto Muerto.....	20
ω	Cadencia.....	26
Izda	Izquierda.....	31
Dcha	Derecha.....	31
H	Hipótesis.....	40
Km	Kilómetros.....	48
IMC	Indice de Masa Corporal.....	50
SD	Standard Deviation, Desviación Estándar.....	50
n	Número de participantes.....	50
Min	minutos.....	57
V	Velocidad.....	57
..		

T	torque.....	57
C	cambio de marchas.....	57
D	desarrollo.....	57
cm	centímetros.....	60
hE	Altura de la entrepierna.....	60
Hs	Altura del sillín.....	60
Rs	Retroceso del sillín.....	60
RIQ	Rango Intercuartílico.....	62
ANOVA	Análisis de la varianza.....	62
AIC	Criterio de información de Akaike.....	63
ppm	Pulsaciones por minuto.....	66
IC	Intervalo de confianza.....	81
GL	Grados de libertad.....	80

RESUMEN GENERAL DE LA TESIS DOCTORAL



RESUMEN

En el marco de alto rendimiento deportivo en ciclismo, los principales factores biomecánicos determinantes del máximo rendimiento son bien conocidos. De todos ellos, factores como la cadencia, la potencia, la eficiencia o la técnica de pedaleo han sido ampliamente estudiados desde diferentes puntos de vista. Ello ha permitido comprender que la mayoría de estos factores están interrelacionados entre sí, de modo que cualquier variación en uno de ellos provoca a su vez variaciones de los demás. De ahí que no resulte en absoluto sencillo identificar valores “óptimos” o “recomendables” de estos factores sin tener en cuenta los demás, el modo en que se influyen entre sí, o factores extrínsecos como el clima o el desnivel del terreno. Por otro lado, de todos los factores que, en el ámbito de la biomecánica, influyen en el rendimiento en ciclismo, la gestión de los cambios de marcha apenas ha sido estudiada en la literatura especializada. Sobre estas cuestiones trata este trabajo de Tesis Doctoral.

En el estudio experimental participaron un total de 33 sujetos que realizaron una prueba incremental en rodillo durante la cual se registraron variables como la cadencia, la potencia, el torque o el desarrollo empleado, además de registrarse en vídeo el número y tipo de cambios de marchas realizados durante el test. Esta muestra se dividió en dos grupos, en función de la experiencia y el nivel de rendimiento, para observar posibles diferencias entre grupos debidas a estos dos aspectos.

En primer lugar se realizó un estudio descriptivo que permitiera caracterizar el pedaleo de la muestra durante el test en relación con las variables estudiadas, en cada uno de los estadios del test y para cada uno de los grupos de estudio.

Seguidamente se realizó un segundo estudio descriptivo, esta vez en cuanto a los desarrollos y relaciones de marchas utilizadas por la muestra, tanto en cuanto al número de sujetos que los emplean, como en cuanto al porcentaje de la muestra y del grupo que utiliza cada uno de ellos y, finalmente, en cuanto al tiempo total de uso de cada una de las relaciones de marchas posibles. Este estudio permitió determinar aquellos desarrollos y relaciones de marchas más utilizados por la muestra y por cada grupo, el grado de uso de cada uno de los desarrollos y determinar si existían algunos desarrollos infrautilizados. Los resultados mostraron que la muestra, independientemente de su nivel de rendimiento, utiliza la práctica totalidad de los

desarrollos disponibles y que, conforme aumenta la intensidad, sigue una progresión en el desarrollo coherente con la progresión más económica desde el punto de vista matemático y mecánico.

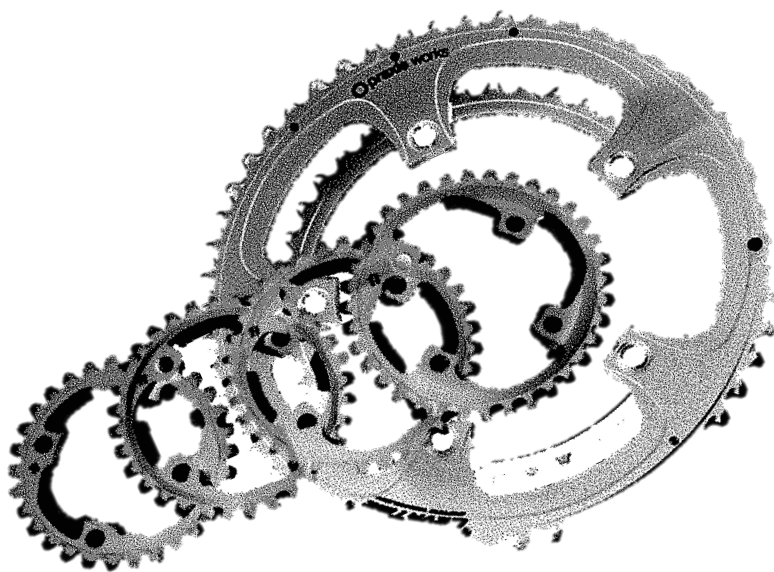
A continuación se hizo un estudio de la evolución de la cadencia durante el test, para determinar la evolución de esta variable conforme aumenta la intensidad de trabajo, y establecer diferencias respecto a esta variable entre ambos grupos de estudio, esto es, debidas al nivel de rendimiento. Para ello, llevaron a cabo tres análisis del comportamiento de la cadencia: en los 7, en los 8 y en los 9 primeros estadios. En los tres casos se hallaron diferencias significativas en la cadencia entre estadios y entre grupos. En ambos casos se observó que, en los primeros estadios, la cadencia aumenta bruscamente, para mantenerse estable durante la parte central del test y volver a registrar un ligero incremento en los estadios avanzados.

El siguiente paso fue realizar un análisis ANOVA de medidas repetidas para tratar de indentificar alteraciones en la cadencia de pedaleo cuando se produce un cambio de marchas, consecuencia del uso del mecanismo a tal efecto. Los resultados muestran claramente que la cadencia permanece estable durante los cambios de marchas, independientemente de la experiencia y el nivel de rendimiento del sujeto.

Finalmente, a partir de los datos recogidos durante el test en relación a las variables estudiadas, se ha formulado una ecuación de regresión lineal múltiple que permite relacionar la variable desarrollo con las variables velocidad y cadencia, y que permite determinar el desarrollo más adecuado para una velocidad y una cadencia dadas. Junto con ello, se ha propuesto una ecuación de regresión lineal que permite sugerir un valor de potencia a desarrollar con cada desarrollo utilizado, permitiendo establecer, además, diferencias en función del nivel de rendimiento.

Este trabajo permite conocer la evolución de diferentes factores relevantes para el rendimiento en ciclismo en un test incremental, aporta información relativa a factores como la cadencia y el uso de las relaciones de marchas hasta ahora desconocida, y propone dos ecuaciones de regresión que facilitan, a ciclistas de todos los niveles, el mantenimiento de un equilibrio adecuado de estos factores relevantes para el rendimiento de forma personalizada. Esto a su vez, tiene una aplicación sencilla a la práctica habitual del deporte del ciclismo, que puede mejorar la calidad del entrenamiento y el rendimiento en competición.

INTRODUCCIÓN



1. INTRODUCCIÓN

1.1 ESTADO DEL ARTE

1.1.1 FACTORES DE RENDIMIENTO EN CICLISMO

El estudio y análisis del rendimiento en ciclismo se ha venido desarrollando durante más de un siglo, en aras de la obtención de información que pudiera resultar útil a ciclistas, entrenadores, preparadores físicos y, en definitiva, a todos aquellos que están involucrados en la práctica deportiva del ciclismo, o son usuarios habituales de bicicletas en su vida diaria.

El resultado de todo ello es la existencia en la actualidad de un cuerpo importante de conocimiento al respecto, en un proceso dinámico que experimenta un crecimiento exponencial, gracias a los avances técnicos y tecnológicos, y el constante y creciente flujo de información entre los diferentes sujetos implicados.

Así, diferentes autores han propuesto modelos de rendimiento para el ciclismo, recogiendo y sintetizando el conocimiento disponible para facilitar su aplicación práctica (Atkinson, G., Davison, R., Jeukendrup, A., Passfield, L., 2003; Faria, E. W., Parker, D. L., Faria, I. E., 2005; Fonda y Sarabon, 2005; Too, 2003). La mayoría de ellos coinciden en contemplar, genéricamente, factores ambientales, psicológicos, metabólicos y biomecánicos como los principales determinantes del rendimiento en ciclismo.

Dentro de los factores biomecánicos, se incluyen aquellos que posibilitan el desarrollo de la máxima potencia de pedaleo para una distancia dada: la eficiencia de pedaleo, la potencia aplicada, la frecuencia con la que se aplica, o cadencia de pedaleo, y la relación de marcha utilizada, entre otros.

Como veremos a continuación, eficiencia, cadencia y fuerza aplicada son variables ampliamente abordadas desde multitud de perspectivas. No es el caso, sin embargo, del uso de los cambios de marchas, a las cuales se ha prestado muy escasa atención y cuya influencia sobre el rendimiento y sobre el resto de factores relevantes no se ha estudiado con suficiente profundidad. Esta es, de hecho, la finalidad última de este trabajo de Tesis Doctoral.

1.1.2 EFICIENCIA

La eficiencia de pedaleo es uno de los factores que numerosos autores, (Faria et al., 2005; Coyle, 1999; Joyner y Coyle, 2008; Sacchetti, M., Lenti, M., Di Palumbo, A. S., De Vito, G., 2010) identifican como fundamental para el logro del máximo rendimiento en los ciclistas de competición. En efecto, el término *eficiencia* sugiere un óptimo aprovechamiento de la energía disponible, aspecto crucial en la persecución del máximo rendimiento deportivo. Por ello la eficiencia ha sido un aspecto abordado ampliamente en la literatura, con diversos planteamientos y desde diferentes puntos de vista.

Cuando se habla de eficiencia en el ámbito del ciclismo se está haciendo referencia al porcentaje de gasto energético total que efectivamente produce un trabajo externo. Gaesser y Brooks (1975) establecen una horquilla de eficiencia en el pedaleo entre el 10 y el 25%, disipándose el resto de la energía producida fundamentalmente en forma de calor.

Esta definición de eficiencia se corresponde con lo que en la literatura científica actual se conoce como Eficiencia Bruta (*Gross Efficiency*, GE) y, aunque es aparentemente sencilla en tanto que se trata de una variable que, por definición, aumenta de forma proporcional al aumento en la potencia desarrollada (Samozino P., Horvais, N., Hintzy, F., 2006), realmente se trata de un término muy complejo. De hecho, implica la intervención e interacción de diversos aspectos de índole fisiológica, psicológica, biomecánica y ambiental, que van a producir en el ciclista alteraciones de diferente tipo y proporción. Prueba de su complejidad es la dificultad que entraña su adecuada valoración, medición y, en definitiva, concreción.

No en vano, la eficiencia y los diferentes términos con ella relacionados han sido y son objeto de discusión frecuente en la literatura. Así, por ejemplo, aunque se ha probado que pequeñas alteraciones en GE provocan importantes diferencias en el rendimiento (Coyle, 2005; Hopker, J., Passfield, L., Coleman, D., Jobson, S., Edwards, L., Carter, H., 2009; Jeukendrup, A. E., Craig, N. P., Hawley, J. A., 2000) resulta difícil concretar las variables responsables de estas alteraciones, por lo expresado en el párrafo anterior. Por otro lado, la utilización de GE para la valoración de la eficiencia presenta algunos problemas importantes. Gaesser y Brooks (1975) ya plantearon que la energía necesaria para mantener el equilibrio homeostático se reduce cuando aumenta el gasto energético, por lo que la medición de GE puede llevar a interpretar aumentos en

la eficiencia mayores de los que de hecho se producen cuando aumenta la potencia de trabajo.

Para evitar esto, algunos autores han intentado establecer un nivel de gasto energético basal a partir del cual observar y registrar cambios en la eficiencia. Muestra de ello es la introducción de términos como el de Eficiencia Neta (*Net Efficiency*: NE), que parte del gasto energético en reposo, y la Eficiencia de Trabajo (*Work Efficiency* WE), que lo hace del coste energético de pedalear sin resistencia (0 vatios -W-). No obstante, estos dos métodos han demostrado tener similares carencias, relacionadas con el hecho de que el gasto energético varía si se alteran variables fisiológicas, como el consumo de oxígeno (VO_2); mecánicas, como la cadencia de pedaleo; o ambientales, como la temperatura (Gaesser y Brooks, 1975; Stainsby et al., 1980). Además, se sabe que la propia intensidad de trabajo implica cambios en el flujo sanguíneo (Hill, 1965) o en la tasa de trabajo cardíaco y ventilatorio (Hisser et al., 1977; Stainsby et al., 1980), que afectan al equilibrio homeostático y, por tanto, a la eficiencia.

En esta misma línea, algunos autores han propuesto el estudio de la eficiencia en base al concepto de Eficiencia Delta (*Delta Efficiency*, DE). Éste término, que se define como el cociente entre el incremento de energía consumida y el incremento de trabajo realizado (Gaesser y Brooks, 1975), permite estudiar la eficiencia eliminando el problema de la energía utilizada para el mantenimiento del equilibrio homeostático. Por ello, algunos autores destacan su mayor validez respecto a otras expresiones de la eficiencia, y especialmente para la valoración de la eficiencia muscular (Coyle, E. F., Sidossis, L. S., Horowitz, J. F., Beltz, J. D., 1992; Gaesser y Brooks, 1975; Sidossis, L. S., Horowitz, J. F., Coyle, E. F., 1992).

Otro término frecuentemente utilizado en ciclismo para la valoración de la eficiencia es el de economía (EC), en referencia al oxígeno consumido por unidad de potencia desarrollada. Frecuentemente se utiliza como sinónimo de eficiencia (Lucía, A., San Juan, A. F., Montilla, M., Cañete, S., Santalla, A., Earnest, C., Perez, M., 2004).

Toda esta variedad terminológica revela la dificultad que entraña una medición fiable de la eficiencia, por lo que los resultados concluyentes en este ámbito son muy escasos y frecuentes los resultados contradictorios. En este último caso, además, y por todo lo expuesto, es difícil determinar el origen de las controversias. Es evidente

por tanto la necesidad de continuar investigando cuestiones relacionadas con la eficiencia para tratar de determinar sus principales condicionantes.

1.1.3 RELACIÓN EFICIENCIA- CADENCIA

Partiendo de que la eficiencia depende directamente de la potencia desarrollada durante el pedaleo, la cadencia es un factor determinante, y de hecho la relación entre ambas variables ha recibido abundante atención en la literatura (Gaesser y Brooks, 1975; Lucia et al., 2004; Marsh y Martin, 1997; Marsh, A. P., Martin, P. E., Foley, K. O., 2000; Takaishi, T., Yamamoto, T., Ono, T., Ito, T., Moritani, T., 1998; Takaishi, T., Yasuda, Y., Ono, T., Ito, T., Moritani, T., 1996). Diferentes estudios sitúan el rango de cadencias que permite alcanzar mayores niveles de eficiencia metabólica entre 50 y 60 revoluciones por minuto (rpm), independientemente de la variable de eficiencia utilizada (GE, NE, WE, DE) (Dickinson, 1929; Gaesser y Brooks, 1975; Garry y Wishart, 1931; Marsh et al., 2000; Seabury J. J., Adams W. C., Ramey M. R., 1977; Suzuki, 1979). No obstante, los resultados contradictorios relativos a la eficiencia superan ampliamente a aquellos que aportan datos concluyentes.

Así, por ejemplo, no está clara la relación de la GE con la cadencia. En algunos estudios se concluye que GE decrece con aumentos de cadencia (Chavarren y Calbet, 1999; Gaesser y Brooks, 1975) mientras que en otros se sostiene que aumenta (Widrick, J. J., Freedson, P. S., Hamill, J., 1992; Coast y Welch, 1985; Hintzy, F., Belli, A., Grappe, F. y Rouillon, J. D., 1999; Samonzino et al., 2006).

Por otro lado, se ha comprobado que aumentos en la cadencia reducen la eficiencia de pedaleo cuando la potencia desarrollada es baja (Böning, D., Gönen, Y., Maassen, N., 1984; Gaesser y Brooks, 1975; Nickelberry y Brooks, 1996; Seabury et al., 1977). Sin embargo, cuando se aumenta la potencia de trabajo hasta niveles considerablemente altos (>280 w) hay evidencia científica de que aumentos en la cadencia derivan en una mayor eficiencia de pedaleo (Sidossis et al., 1992; Faria, I. E., Sjojaard, G., Bonde-Petersen, F., 1982; Martin, 1997; Marsh et al., 2000).

Uno de los aspectos relativos a la eficiencia que presenta una mayor solidez es la influencia que, sobre ésta, tiene el tipo de fibras musculares predominante en el ciclista (Abbiss, C. R., Peiffer, J. J., Laursen, P. B., 2009; Coyle et al., 1992; Hansen y Sjojaard, 2007). Concretamente, las fibras tipo I han demostrado ser más eficientes para el pedaleo (Coyle et al., 1992; Mogensen, M., Bagger, M., Pedersen, P. K., Fernström, M., Sahlin, K., 2006; Sacchetti et al., 2010; Stuart, M. K., Howley, E. T.,

Gladden, L. B., Cox, R. H., 1981). De hecho, Coyle et al. (1992), Hansen y Sjogaard (2007) y Mogensen et al. (2006) han concluido que este factor determina la cadencia óptima, así como la cadencia preferida por el ciclista para una situación de trabajo determinada. Estos dos conceptos se tratarán en el siguiente apartado.

En esta línea, Lucía et al. (2004) afirman que un aumento en la cadencia reduce la activación muscular. De este modo, conforme aumenta la cadencia la eficiencia muscular aumenta, en la medida que hay una menor sollicitación de fibras tipo II – menos eficientes- y un mayor protagonismo de las fibras tipo I. Profundizando en este aspecto, Hansen y Sjogaard (2007) sustentan esta afirmación cuando se refiere a individuos con un mayor porcentaje de fibras lentas, pero subrayan también que aquellos con un mayor porcentaje de fibras tipo II podrían no experimentar el mismo aumento de eficiencia, dado el predominio de fibras musculares menos eficientes.

Pero las implicaciones de la cadencia en el rendimiento deportivo en ciclismo son mucho más complejas, y por su importancia deben ser tratadas en un capítulo aparte, que se inicia a continuación.

1.1.4 CADENCIA

La cadencia, esto es, la frecuencia con la que el ciclista aplica fuerzas sobre los pedales durante el esfuerzo, es sin duda un factor determinante de su rendimiento, dado que condiciona y está condicionada por múltiples de los factores que afectan al rendimiento en ciclismo: ambientales, metabólicos, psicológicos y biomecánicos.

A continuación repasaremos brevemente el conocimiento alcanzado hasta ahora en relación a la cadencia de pedaleo en ciclismo, y las diferentes variables con las que está interrelacionada.

1.1.4.1 SELECCION DE LA CADENCIA

La selección de la cadencia es un aspecto abordado ampliamente, desde diferentes perspectivas y en relación con múltiples variables (Hansen, E. A., Andersen, J. L., Nielsen, J. S., Sjogaard, G., 2002, Hansen, E. A., Jørgensen, L. V., Jensen, K., Fregly, B. J., Sjogaard, G., 2002, Hansen, E. A., Jensen, K., Pedersen, P. K., 2006, Hansen, E. A., Raastad, T., Hallén, J., 2007; Harnish et al., 2007; Hansen y Smith, 2009; Leirdal y Ettema, 2009; Vercruyssen y Brisswalter, 2009; Whitty, A. G., Murphy, A. J., Coutts, A. J., Watsford, M. L., 2009). Sin embargo, todavía hoy son muchos los interrogantes en relación a la misma, y por ello es objeto de animadas discusiones por parte de la

comunidad científica, en un esfuerzo permanente por alcanzar conclusiones sólidas a este respecto.

La cadencia es uno de los elementos de que dispone el ciclista para regular su potencia de trabajo. Así, para mantener una potencia determinada, el ciclista puede elegir entre la selección de una cadencia alta, realizando menos fuerza sobre la biela en cada pedalada, o una cadencia más baja, aplicando más fuerza a los pedales. Se trata de una decisión crítica para el rendimiento, en tanto este aspecto va a condicionar otros factores importantes en el desempeño óptimo del ciclista, tales como el consumo energético, el metabolismo utilizado o el grado de estrés muscular producido como consecuencia del ejercicio, tal como se indica en la revisión de Abbiss et al. (2009). Pero además, hay que tener en cuenta que existen otros factores que van a influir, a su vez, sobre la cadencia de pedaleo, puesto que tienen un papel fundamental en la selección y regulación de la cadencia, como veremos a continuación.

1.1.4.2 CADENCIA ÓPTIMA

Una parte significativa del cuerpo de conocimiento disponible en relación a la cadencia se orienta a la identificación de una cadencia “óptima” para cada tipo de prueba ciclista o condición de esfuerzo. Pese a los múltiples intentos realizados a lo largo de décadas de investigaciones, la cuestión de la cadencia óptima está lejos de ser aclarada.

Hay varios factores que se deben tener en cuenta y que permiten explicar esta circunstancia. En primer lugar, cabe señalar la diversidad de significados que la literatura ha atribuido al concepto de cadencia “óptima”. Hoy se sabe que la cadencia está influida por multitud de variables de todo tipo, para cada una de las cuales la cadencia “óptima” puede diferir de la del resto.

Las primeras aproximaciones a la determinación de la cadencia óptima se efectuaron desde la perspectiva del gasto energético, en un intento por hallar la cadencia más eficiente energéticamente. Para ello, se han realizado numerosos estudios, basados en el VO_2 , producción de lactato, ventilación, frecuencia cardíaca (HR) o percepción subjetiva del esfuerzo (Rate of Perceived Effort, RPE), entre otros factores (Argentin et al., 2006; Chavarren y Calbet, 1999; Coast y Welch, 1985, 1986; Foss y Hallen 2004, 2005; Hansen et al., 2002b; Leirdal y Ettema, 2009; Lucía, A., Hoyos, J., Chicharro, J. L., 2001; Marsh et al., 2000a, b; Marsh y Martin, 1997; Samozino et al., 2006; Sassi, A., Rampinini, E., Martin, D. T., Morelli, A., 2009; Umberger, B. R., Gerritsen, K. G.,

Martin, P. E., 2006). Estos estudios han demostrado ampliamente que cadencias considerablemente bajas (40- 80 rpm) son más eficientes energéticamente que otras cadencias más altas.

Posteriormente, en un intento de clarificar este concepto, se han documentado cadencias “óptimas” desde otros muchos puntos vista, tales como la mecánica del pedaleo (Li, 2004; Marsh et al., 2000b), la eficiencia (Lucía et al., 2001), la hemodinámica (Takaishi et al., 2002), el consumo de oxígeno (Coast y Welch, 1985; Marsh et al., 2000a, b), la respuesta neuromuscular (MacIntosh, B. R., Neptune, R. R., Horton, J. F., 2000; Sarre G., Lepers, R., Maffiuletti, N., Millet, G., Martin, A., 2003; Sarre y Lepers, 2005; Takaishi et al., 1996; Vercruyssen y Brisswalter, 2010) o el rendimiento deportivo en ciclismo (Foss y Hallen, 2005; Watson y Swensen, 2006). Por ello, no es de extrañar que existan diferencias significativas en la cadencia “optima” dependiendo de si se aborda la cuestión desde el punto de vista del consumo energético, el estrés neuromuscular, la resistencia a la fatiga, la economía o el confort (Abbiss et al., 2009; Bieuzen, F., Vercruyssen, F., Hausswirth, C., Brisswalter, J., 2007; Foss y Hallen, 2005, Patterson y Moreno, 1990).

Todo esto se aprecia más claramente en la siguiente tabla, que refleja las diferentes cadencias óptimas recomendadas en la literatura en función de la variable estudiada, y que oscilan entre las 50 y las 100 rpm.

Tabla 1

Estudios que abordan la cadencia "óptima" con sus variables estudiadas y rangos de cadencia propuestos

Autores/año	Muestra	Variable Cad Preferida	Rango cadencia
Chavarren y Calbet, 1999	7 personas	VO2	60 rpm
Coast y Welch, 1985	5 personas	VO2 y HR	50 - 60 rpm
Foss y Hallen, 2004	6 personas	VO2 y EC	60 - 80 rpm
Foss y Hallen, 2005	14 personas	Ventilación, HR, GE	60 - 80 rpm
Coast y Welch, 1986	5 personas	GE, HR, RPE, Lactato en sangre	60 - 80 rpm
Lucía et al., 2001	7 personas	VO2	60 -70 rpm
Marsh et al., 1997	32 personas	VO2	53 – 60 rpm
McLean y LaFortune, 1991	10 personas	Movimiento Articular Neto: Función de coste rodilla/ GE	80,4 - 81,3 rpm
Marsh et al., 2000b	24 personas	Función de coste articular	>85 - <110rpm
Marsh y Martin, 1993	16 personas	VO2	50 -60 rpm
Takaishi et al., 1996	6 personas	Fatiga muscular (iEMG)	80 -90 rpm

Takaishi et al., 2002	18 personas	Bombeo sangre, restricción del flujo sanguíneo	85 rpm
MacIntosh et al., 2000	8 personas	Activación Muscular (7 músculos)	90 rpm
Neptune et al., 1997	????	Activación Muscular (8 músculos)	90 rpm
Vercruyssen y Brisswalter, 2010	revisión	Rendimiento contrarreloj (<15')	80 – 100 rpm
Foss y Hallen, 2005	14 personas	Rendimiento contrarreloj (30')	80 – 90 rpm

Tabla 1. Continuación

Por otra parte, hay que tener en cuenta que existen otros factores que, a su vez, afectan a la cadencia y sus variables relacionadas, tales como el desnivel del terreno, la intensidad de trabajo o la experiencia. Así, por ejemplo, se ha constatado que ciclistas expertos reducen linealmente su cadencia de pedaleo conforme aumenta la pendiente (Lucía et al., 2001; Sassi et al., 2009). Diferentes trabajos han podido comprobar que el mantenimiento de una cadencia elevada aumenta significativamente la eficiencia a potencias de trabajo altas (Foss y Hallen, 2004; Lucía et al., 2004; Marsh y Martin, 1997; Samozino et al., 2006; Zoladz, J. A., Rademaker, A. C., Sargeant, A. J., 2000), probablemente debido a cuestiones relacionadas con los mecanismos de contracción muscular. En relación con lo anterior, Marsh y Martin (1997) comprobaron que los ciclistas expertos y con un mayor nivel de entrenamiento tienden a seleccionar cadencias más altas que los novatos, para un mismo nivel de intensidad.

Existen, por otra parte, otro tipo de variables que influyen sobre la cadencia, pero cuyo efecto sobre la misma no está claro, y en diferentes estudios se han obtenido resultados contradictorios. Así, por ejemplo, se han obtenido resultados conflictivos en relación a la influencia de la fatiga sobre la cadencia óptima. Brisswalter, J., Hauswirth, C., Smith, D., Vercruyssen, F., Vallier, J. M. (2000) observaron aumentos en la cadencia conforme aumentaba la duración del ejercicio. Sin embargo, Abbiss et al. (2009) y Argentin et al. (2006), registraron reducciones en la cadencia a medida que aumentaba la duración del ejercicio. Estos tres estudios se realizaron con triatletas, lo cual excluye interferencias por el grado de adaptación a la tarea de la muestra. Por otra parte, existen también estudios en los que no se observa variación de la cadencia con la duración del ejercicio (Lucía et al., 2001). Se ha sugerido que estos resultados contradictorios podrían estar condicionados por la intensidad de trabajo, así como por el tipo de fibras musculares predominantes en la muestra empleada (Abbiss et al., 2009).

Otro factor cuya relación con la cadencia no ha podido hasta ahora aclararse es la técnica de pedaleo. Así, mientras Sarre, G., Lepers, R. y Van Hoecke, J. (2005) sostienen que la técnica de pedaleo no experimenta alteraciones con rangos de cadencia de pedaleo de entre 50 y 110rpm, Ettema y Loras (2009) afirman que variaciones en la cadencia modifican la cinemática del pedaleo. La técnica de pedaleo se tratará más adelante dentro de este apartado.

Si a todo lo anterior se añaden las frecuentes diferencias metodológicas en el estudio de la cadencia, no resulta difícil comprender las dificultades que implica la obtención de resultados concluyentes y satisfactorios en relación a la cadencia óptima, y que toda alusión a la misma sea, hoy por hoy, inconsistente.

1.1.4.3 CADENCIA PREFERIDA

A las dificultades en la identificación de la cadencia óptima en ciclismo se ha sumado, fruto de la investigación en este campo, otro hallazgo que se ha consolidado en diferentes estudios, tanto en laboratorio como en situaciones de competición, y cuya relevancia resulta evidente: los ciclistas de élite utilizan en llano, espontáneamente, cadencias entre 80 y 100rpm, considerablemente superiores a las consideradas más económicas desde el punto de vista metabólico (40- 80 rpm), tanto en solitario como en grupo (Ansley y Cangle, 2009; Brisswalter et al., 2000; Coast y Welch, 1985, 1986; Leirdal y Ettema, 2009; Lucía et al., 2001; Marsh et al., 2000; Marsh y Martin, 1993, 1997; Sarre et al., 2003; Sassi et al., 2009; Takaishi et al., 1994, 1996, 1998).

Este hecho ha dado lugar a un nuevo término en el ámbito de la investigación sobre la cadencia: el de *cadencia preferida* o *cadencia elegida libremente* (*Preferred Cadence –PC-* o *Freely Chosen Cadence –FCC-*). Este término, aunque útil por su importancia práctica y para diferenciarlo de otros como el de cadencia óptima, resulta ser también bastante confuso. En primer lugar, puede llevar a pensar que se refiere a una cadencia elegida a gusto del ciclista, cuando realmente está condicionada –en tanto que se refiere a frecuencia de aplicación de fuerza sobre los pedales- por diferentes factores ambientales, fisiológicos y mecánicos que interaccionan entre sí (Ansley y Cangle, 2009).

En todo caso, el uso generalizado de cadencias altas por parte de los ciclistas entrenados merece sobradamente la atención de la comunidad científica, con la esperanza de averiguar las causas de este fenómeno y, en última instancia, una mejor comprensión de los factores que afectan al rendimiento en ciclismo. Por todo ello,

durante los últimos años, diversas aproximaciones han intentado dar una explicación satisfactoria al hecho de que la cadencia preferida por los ciclistas en competición difiera de la óptima desde el punto de vista metabólico y, al mismo tiempo, explicar las causas que conducen al ciclista a elegir una u otra cadencia en competición. En este sentido, existen en la literatura algunas conclusiones que, en conjunto, permiten una mejor comprensión de este fenómeno.

La utilización de cadencias altas por parte de los ciclistas de competición resulta contraproducente desde el punto de vista metabólico, en tanto que el gasto energético se incrementa (Denadai, B. S., Ruas, V. D., Figueira, T. R., 2005). Sin embargo, diversos estudios han constatado que las ventajas que presenta el mantenimiento de cadencias de 90-100 rpm tanto en la vertiente biomecánica (Candotti et al., 2007; Dantas et al., 2009; Lucía et al., 2001; Neptune, R. R., Kautz, S. A., Hull, M. L., 1997; Takaishi et al., 1998;) como en la respuesta neuromuscular (Neptune y Hull, 1999; Patterson y Moreno, 1990; Sanderson, 1991), compensan ampliamente este aumento del gasto energético.

El mantenimiento de cadencias altas (~90-100 rpm) cuando se pedalea a alta intensidad (por encima de los 250 W) puede reducir la fatiga, al permitir una mayor reserva en capacidad de producción de energía (Zoladz et al., 2000). Esto puede tener relación con el hecho de que los ciclistas con un mayor nivel de entrenamiento de la resistencia elijan cadencias más altas (Bieuzen et al., 2007). También la experiencia parece un factor a tener en cuenta en este sentido, puesto que los ciclistas expertos utilizan cadencias superiores respecto a los más novatos (Coast y Welch, 1985; Hagberg, J. M., Mullin, J. P., Giese, M. D., Spitznagel, E., 1981; Martin, 1997). En todo caso, la cadencia debe mantenerse por debajo de las 100rpm, ya que a partir de este nivel la acidosis muscular deviene más rápidamente y afectará negativamente al rendimiento, especialmente en ejercicios de larga duración (Zoladz et al., 2000).

Kohler y Boutellier (2005), por su parte, concluyeron que la eficacia mecánica durante el pedaleo era mayor con cadencias entre 82 y 101 rpm, puesto que dentro de esta horquilla la energía necesaria para mover las piernas era mínima.

Asimismo, la función de costo mecánico de los momentos articulares que se producen en las articulaciones de los miembros inferiores (cadera, rodilla y tobillo) se minimizan entre las 90 y las 110 rpm, lo cual Hull y González (1988), Marsh et al. (2000) y

Redfield y Hull (1986) sugieren como uno de los factores que explica la elección por parte de los ciclistas de este tipo de cadencias.

En lo que se refiere al sistema neuromuscular, también parece ser beneficioso para el rendimiento mantener cadencias en torno a las 90 rpm, aunque en este caso los resultados de las investigaciones realizadas hasta ahora son más discutibles. Algunos estudios, como los de Lucia et al. (2004), Sarre y Lepers (2005) y Takaishi et al. (1996) sostienen que cadencias de 80-90 rpm minimizan la fatiga neuromuscular, a partir de registros del grado de fatiga del músculo cuádriceps. Takaishi et al. (1996), concretamente, apuntan a una relación cuadrática entre la fatiga y la cadencia, que es óptima a 90 rpm, y sugiere que los ciclistas pueden elegir este rango de cadencias para minimizar la fatiga muscular, sacrificando el coste energético. Sin embargo, otros estudios en este sentido (Lepers R., Millet G. Y., Maffiuletti N. A., 2001; Sarre et al., 2005; Sarre y Lepers, 2005) no han obtenido el mismo resultado, al no apreciar cambios en la fatiga neuromuscular de flexores y extensores de la pierna como consecuencia de cambios en la cadencia, durante la realización de tests a potencia constante. Esta circunstancia podría explicarse a partir de diferencias en la metodología empleada, los músculos estudiados, la potencia de trabajo utilizada o el nivel de entrenamiento de los individuos que componen la muestra. En todo caso, es una cuestión que necesita ser aclarada.

Algunos autores (Ahlquist, L. E., Bassett Jr, D. R., Sufit, R., Nagle, F. J., Thomas, D. P., 1992; Sarre y Lepers, 2005) han apuntado también que aumentos en la cadencia tienen como consecuencia la alteración del patrón de reclutamiento muscular durante el pedaleo, produciéndose una reducción de la actividad mioeléctrica. Ahlquist et al. (1992) observaron una tasa de consumo de glucógeno en las fibras musculares tipo II de los músculos analizados significativamente menor al utilizar una cadencia de 100 rpm respecto a otra inferior (50 rpm). MacIntosh et al. (2000) concluyen que la activación muscular se minimiza conforme aumenta la cadencia para una misma potencia de trabajo y conforme aumenta esta última. En coherencia con estos dos estudios, Sarre y Lepers (2005) observaron que, para una misma potencia de trabajo, la activación muscular se minimizaba pedaleando a la cadencia preferida por la muestra (~90 rpm). En todos estos estudios se sugiere que las reducciones en la actividad mioeléctrica pueden deberse, bien a una menor implicación de las fibras tipo II en el proceso de contracción, bien a un mayor protagonismo de las fibras tipo I. Este puede ser un factor importante para aclarar el modo en que se produce la selección de

la cadencia, puesto que se ha demostrado (Coyle et al., 1992; Hansen y Sjogaard, 2007; Mogensen et al., 2006) que el tipo de fibras musculares predominante resulta determinante para la selección de la cadencia preferida.

Por otro lado, algunos estudios apuntan a que una mayor cadencia puede tener beneficios en la dinámica del flujo sanguíneo. Así, Gotshall, R. W., Bauer T. A., Fahrner, S. L. (1996) documentan una mejora en el retorno venoso al utilizar cadencias altas (70- 110 rpm), como consecuencia de los aumentos en la frecuencia de contracción muscular, lo cual derivaría asimismo en una mejora de la eficacia cardíaca. Takaishi et al. (2002) observaron que la interrupción del flujo sanguíneo y la oxigenación muscular que se produce en el instante de la contracción era significativamente menor utilizando cadencias de 85 rpm respecto a 50 rpm, en individuos no entrenados. Esta podría ser por tanto otra de las causas que conducen a los ciclistas a seleccionar cadencias altas.

No obstante, se desconoce el funcionamiento exacto de muchos de los procesos que intervienen en la contracción muscular durante el pedaleo, como la frecuencia de activación, sincronización y secuencia de intervención de las distintas fibras musculares o el papel de las fuerzas resistivas intramusculares (Too, 2003). Además, Sarre y Lepers (2005) ya comprobaron que el comportamiento mioeléctrico variaba en función del músculo estudiado. Por tanto, es también este un aspecto que requiere de posteriores investigaciones.

1.1.4.4 LA CADENCIA EN PENDIENTE

La mayor parte de la energía consumida en el pedaleo en terreno llano se invierte en vencer la resistencia aerodinámica frontal, que aumenta con el cuadrado de la velocidad (Di Prampero, P. E., Cortili, G., Mognoni, P., Saibene, F., 1979; Di Prampero, 2000). De hecho, la resistencia aerodinámica se considera el factor más importante para el rendimiento en ciclismo (Faria et al., 2005).

Sin embargo, en subida la velocidad disminuye, por lo que la resistencia aerodinámica pierde importancia de cara al logro de rendimiento en el ciclismo. Lucía et al. (2001) documenta reducciones de la velocidad de casi 20 km/h para pendientes en torno al 7%. Si tenemos en cuenta que, en ciclismo de competición, son frecuentes pendientes superiores al 10%, la resistencia aerodinámica en subida es casi despreciable (Mognoni y Di Prampero, 2003). En estas situaciones, la fuerza resistiva principal es la aceleración de la gravedad.

Esta es la razón fundamental de que los ciclistas modifiquen su cadencia cuando pedalean en pendiente (Mognoni y Di Prampero, 2003). Frente a cadencias en torno a 90 rpm, mayoritarias en el pedaleo en llano como hemos visto anteriormente, los ciclistas rebajan su cadencia al pedalear en subida y aumentan la fuerza aplicada en cada pedalada, hasta aproximarlas a las consideradas en la literatura como más eficientes metabólicamente (~70 rpm) (Lucía et al., 2001; Hansen et al., 2002; Rodríguez-Marroyo, J. A., García-Lopez, J., Villa, J. G., Córdova, A., 2008; Sassi et al., 2009). Diversos estudios han comprobado que esta reducción de la cadencia se produce incluso si el ciclista dispone de relaciones de marchas que le permitan mantener la cadencia típica del llano (Emanuelle y Denoth, 2012; Hansen et al., 2002; Lucía et al., 2001; Rodríguez- Marroyo et al., 2008; Sassi et al., 2009). Así pues, en el pedaleo en pendiente los factores metabólicos son más determinantes sobre la cadencia que en llano. Emanuele y Denoth (2012) sostienen que estas cadencias más bajas minimizan la fatiga en subida, al provocar menor acumulación de ácido láctico en el músculo. En este sentido, es importante señalar que los ciclistas expertos experimentan un menor grado de fatiga que los más novatos en cualquier grado de pendiente (Emanuelle y Denoth, 2012), por lo que la experiencia parece ser un factor importante en este caso.

En el análisis de la evolución de la cadencia en relación a la pendiente del terreno destaca el estudio de Sassi et al. (2009). Estos autores observaron una relación lineal descendente entre la cadencia preferida y la pendiente ascendente del terreno en pendientes que iban desde -4% hasta 12%. De aquí podemos deducir que los factores metabólicos son tanto más importantes cuanto más inclinada es la pendiente, lo cual está en coherencia con las tesis de Mognoni y Di Prampero (2003). Todo ello coincide además con los hallazgos de Rodríguez- Marroyo et al. (2008), que comprobaron que la cadencia disminuía conforme aumentaba la pendiente media del terreno. Se trata de uno de los factores más consistentes en cuanto a la relación entre cadencia y los factores externos disponible actualmente en la literatura.

A modo de síntesis de este apartado, a partir de las evidencias disponibles actualmente sólo podemos decir que la cadencia óptima depende tanto de aspectos centrales (p.e. $VO_2\max$) como periféricos (p.e. tipo de fibras predominante), así como de factores externos. Por tanto, la cadencia óptima será diferente en cada circunstancia y para cada persona, no siendo posible establecer generalizaciones.

1.1.5 POTENCIA DE TRABAJO

La potencia aplicada es también un factor clave para el rendimiento deportivo en ciclismo. Hace referencia a la fuerza aplicada durante un ciclo de pedaleo, y es la responsable de la propulsión de la bicicleta hacia delante. Su componente fundamental será la fuerza aplicada sobre el pedal. Estas fuerzas propulsivas se transmiten sobre la biela, por lo que se hace referencia a *momentos de fuerza o torque*. Esta *torque* depende tanto de la fuerza aplicada perpendicularmente al pedal, que se conoce como Fuerza Efectiva (*Force Efficiency, FE*), (Candotti et al., 2007; Coyle et al., 1991; Korff, T., Romer, L. M., Mayhew, I., Martin, J. C., 2007; Sanderson 1991; Sanderson y Black, 2003; Zameziati, K., Mornieux, D. R., Belli, A., 2006), como de la longitud de la biela (por ello se cuantifica en Newtons por metro, Nm). Así, hemos de tener en cuenta que, a mayor longitud de biela, será necesaria menos FE para alcanzar un mismo torque, y viceversa. La longitud de biela tendrá también repercusión, a su vez, sobre la cadencia y sobre la potencia de trabajo (*Power Output, PO*) desarrollada. La PO es el producto del torque por la velocidad de movimiento del pedal ($PO = \text{torque} \cdot V_{\text{pedal}}$), se refiere a la fuerza que el ciclista es capaz de aplicar por unidad de tiempo y se mide en vatios (w). La PO es finalmente el factor decisivo a la hora de valorar la fuerza aplicada por el ciclista durante el pedaleo. Sin embargo, no es el único, puesto que, como veremos, esta interrelacionada con otros elementos como la cadencia, la técnica de pedaleo y aspectos fisiológicos que desempeñan también un papel relevante.

1.1.6 CINEMÁTICA DEL PEDALEO

Resulta obvio que la aplicación de fuerza sobre los pedales es un elemento fundamental para el logro del máximo rendimiento en ciclismo, puesto que es el elemento que permite movilizar el sistema que propulsa la bicicleta hacia delante. Para abordar este factor, es necesario situarlo en el marco del mecanismo en el que actúa: el pedaleo. Por ello, a continuación se expone brevemente el mecanismo del pedaleo, sus fases principales y los aspectos más relevantes de las mismas.

El pedaleo es una actividad cíclica de cadena cinética cerrada basada en el movimiento de los pedales, situados al final de sendas bielas que nacen del centro del plato, que a su vez mueve la cadena de transmisión. Estas bielas están opuestas una respecto de la otra, de modo que las piernas del ciclista llevan movimientos opuestos. Al igual que sucede en otras actividades cíclicas, el pedaleo suele dividirse en fases

para su estudio y análisis, tomando como referencia la posición de la biela. Aunque por su carácter cíclico pueden establecerse tantas fases como posiciones teóricas de la biela, generalmente se distinguen 4 fases:

1. Fase de Potencia o Fase Activa: es la fase durante la cual se transmite la fuerza que permite al sistema propulsarse hacia delante, y comprende desde que la biela forma un ángulo de 20° con la vertical hasta aproximadamente los 145° , aunque estos ángulos son sólo una referencia genérica, y pueden variar. En esta fase se produce una extensión de la cadera y de la rodilla, de modo que los músculos isquiotibiales, glúteo máximo y aductor mayor, en la cadera; y cuádriceps en la rodilla, son los principales responsables de la aplicación de fuerzas propulsivas. El ángulo del tobillo debería permanecer neutral, puesto que ello facilita la aplicación de fuerzas tangenciales sobre el pedal, más eficaces (Burke, 1994; Candotti et al., 2007; Coyle, 1991; Korff et al., 2007). El pico máximo de fuerza se produce cuando la posición de la biela forma un ángulo de 100° - 105° con la vertical (Bertucci, W. M., Arfaoui, A., Polidori, G., 2012; Neptune y Kautz, 1997; Davis y Hull, 1981; Gutierrez, 1994). A partir de la literatura disponible, parece claro que en esta fase los músculos monoarticulares son los que realmente aplican fuerza efectiva, mientras que los biarticulares ejercen un rol de estabilizadores y reguladores de la acción muscular (Gregor, 2003; Hug y Dorel, 2009; So, R. C., Ng, J. K. F., Ng, G. Y., 2005).
2. Punto Muerto Inferior o Fase de Transición (*Bottom Dead Center, BDC*): es la fase durante la cual se finaliza la extensión de cadera y rodilla y se inicia su flexión, englobando unos ángulos de la biela aproximados de entre 145° y 215° respecto de la horizontal. También hay una ligera extensión del tobillo. Se trata de una de las dos fases en la que es más difícil aplicar fuerza, dada la posición de la biela respecto del pedal, la mínima velocidad de la biela (Patterson y Moreno, 1990; Sarre et al., 2005) y el cambio de rol de los músculos, de agonistas a antagonistas, y viceversa (Neptune y Herzog, 1999). Los principales músculos que actúan aquí son los flexores de rodilla (isquiotibiales) junto con los gemelos y el poplíteo.
3. Fase de Recobro: en esta fase continúa flexionándose la rodilla, pero sobre todo se produce flexión de cadera, mientras la biela asciende a la parte alta del ciclo (215° - 325°). Los músculos isquiotibiales, sartorio, tensor de la fascia lata y recto interno intervienen aquí durante la flexión de rodilla y cadera. En menor medida,

también el psoas- ilíaco, el pectíneo, los gemelos y el sóleo. El tobillo pasa de una flexión plantar a una posición más neutra, por acción fundamentalmente del tibial anterior.

Existen aspectos relativos a esta fase que son objeto de discusión y evidencias contradictorias, particularmente en lo relativo a la acción muscular. Gregor (2003) y Sanderson (1991) consideraron el trabajo muscular despreciable por su bajo nivel de activación, frente a Takaishi et al. (1998) o Candotti et al. (2007), que sí consideraron importante la acción muscular en esta fase.

Un aspecto importante y recurrente en la literatura es la aparición, durante el recobro, de fuerzas negativas o contrarias a la propulsión (Abbiss et al., 2009; Broker, 2003; Korff et al., 2007; Patterson y Moreno 1990; Sarre et al., 2005). Estas fuerzas negativas son despreciables o inexistentes a cadencias de pedaleo inferiores a 90 rpm, pero crecen acusadamente a partir de esa cadencia (Neptune y Herzog, 1999). Son consecuencia de la fuerza peso que la pierna ejerce sobre el pedal, y que el ciclista produce involuntariamente debido a la dificultad para mantener una coordinación muscular óptima a cadencias altas (Neptune y Bogert, 1998; Neptune et al., 1997, Raasch, 1995). Esto implica que una parte de la fuerza ejercida durante la fase activa se utilizará en vencer estas fuerzas negativas de la pierna opuesta, lo que parece reducir la eficacia del pedaleo. Estas fuerzas negativas aumentan además con aumentos de la fatiga (Sanderson y Black, 2003). De hecho, estas fuerzas negativas se han propuesto como una de las causas de la reducción de la eficiencia del pedaleo a cadencias altas (Faria et al., 1982; Neptune et al., 1997; Sidossis et al., 1992). No obstante, estudios posteriores (Korff et al., 2007; Neptune y Herzog, 1999), apuntan que son los componentes no musculares de la fuerza (gravedad, inercia) los responsables de esa aparente pérdida de eficiencia a ~90 rpm. En cambio, si sólo se atiende a los componentes musculares, se ha comprobado que esta pérdida de eficiencia no se produce. Consecuencia de esta dificultad coordinativa, y contrariamente a lo que puede suponerse, estas fuerzas negativas aparecen independientemente de la técnica utilizada, incluso cuando el ciclista intenta conscientemente impulsar la pierna hacia arriba (Korff et al., 2007).

En este sentido, Wozniak (1991) afirma que, mientras los ciclistas creen mayoritariamente tirar de las piernas hacia arriba durante esta fase, los estudios al respecto con ciclistas de élite indican lo contrario (Cavanagh y Sanderson, 1986). Wozniak (1991) apunta que, dado que los ciclistas profesionales no impulsan la pierna hacia arriba durante el recobro, probablemente no sea económico hacerlo.

De hecho, Cavanagh y Sanderson (1986) sostienen que un impulso muscular consciente hacia arriba superaría lo necesario para contrarrestar la fuerza peso de la pierna, generando fuerzas propulsivas todavía más ineficientes. Por otro lado, cabe señalar también que Sanderson, D. J., Hennig, E. M. y Black, A. H. (2000) comprobaron que, conforme aumenta la potencia desarrollada (PO), las fuerzas positivas aumentan, mientras que las fuerzas negativas disminuyen, consiguiendo un pedaleo más eficiente.

4. Punto Muerto Superior o Fase de Preparación (Top Dead Center, TDC): comprende un ángulo de biela aproximado entre 325° y 20° . Sus características son muy similares a las del Punto Muerto Inferior y, por tanto, es una fase muy poco propulsiva y en la que el factor determinante es la coordinación muscular. Es la fase donde se produce la transición entre el final de la flexión y el inicio de la extensión de rodilla y cadera. También se produce una ligera flexión del tobillo para minimizar la pérdida de velocidad de la biela.

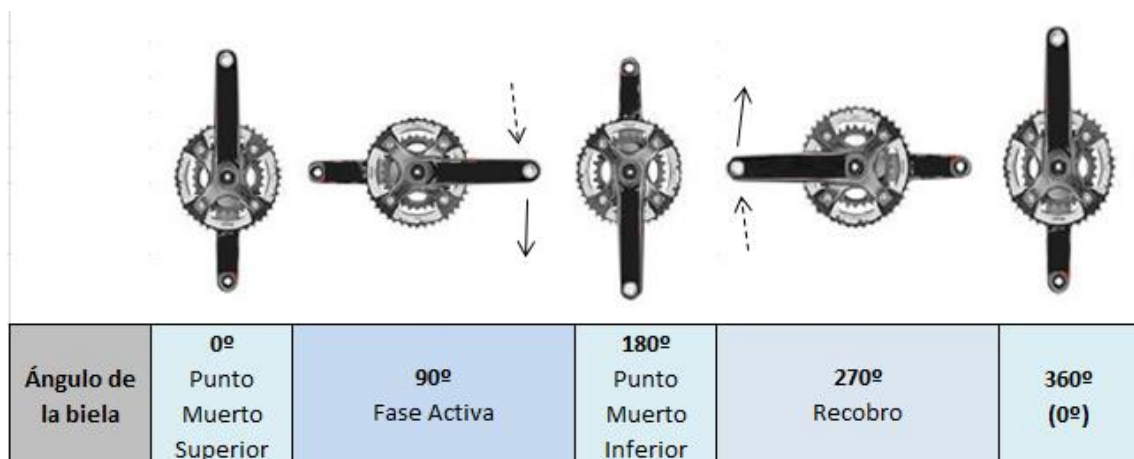


Figura 1. Ángulos de biela y fases del pedaleo

1.1.7 TÉCNICA DE PEDALEO

En una actividad cíclica de cadena cinética cerrada como es el pedaleo en ciclismo, las modificaciones técnicas que pueden aplicarse son ciertamente limitadas. No pueden modificarse trayectorias ni longitudes de ciclo, por lo que las posibilidades se reducen a modificaciones en la frecuencia de ciclo (cadencia) -ya tratada-, y al modo de aplicación de fuerzas durante el ciclo de pedaleo. Este último aspecto es el que se aborda a continuación.

Aunque es evidente que el uso de una u otra técnica de pedaleo influye sobre el modo de aplicación de fuerzas durante el ciclo, se desconoce cuál es la técnica más eficiente, y no está demostrado que una técnica de pedaleo concreta sea superior al resto en términos de rendimiento (Korff et al., 2007; Korff, T., Hunter, E. L., Martin, J. C., 2009; Korff, T., Fletcher, G., Brown, D., Romer, L. M., 2011; Wozniak, 1991).

Tradicionalmente se ha utilizado en la literatura la FE para el análisis de la técnica de pedaleo. Sin embargo, existen dudas razonables acerca de la validez de este parámetro para la determinación de la mejor técnica de pedaleo, basadas en su débil correlación con la eficiencia de pedaleo (Candotti et al., 2007; Korff et al., 2007; Zameziaki et al., 2006) y con el nivel de rendimiento (Coyle et al., 1991). Además, si tenemos en cuenta que las fuerzas propulsivas son casi inexistentes durante la fase de recobro (Loras, H., Ettema, G., Leirdal, S., 2009), se puede concluir que FE hace referencia únicamente a una fase del ciclo de pedaleo, la fase activa, y no a su totalidad. Por todo lo anterior, y porque se trata de una variable fuertemente influida por la cadencia (Candotti et al., 2007; Coast y Welch, 1985; Foss y Hallen, 2004, 2005; Loras et al., 2009; Samozino et al., 2006), estudios recientes cuestionan su uso como un determinante fiable de la técnica de pedaleo (Leirdal y Ettema, 2011a, b).

Otro de los parámetros que se considera de referencia respecto a la técnica de pedaleo en el ámbito del ciclismo, es la distribución igualitaria de fuerzas durante todo el ciclo. Una buena técnica de pedaleo minimizaría los picos máximos y mínimos de fuerza, y por tanto los cambios de velocidad de la biela, en aras de una aplicación de fuerzas lo más constante posible (Bannister, 2000; Cavanagh y Sanderson, 1996). Diferentes estudios certifican la mayor habilidad de los ciclistas profesionales respecto a los menos expertos para aplicar fuerza de forma igualitaria durante el ciclo, especialmente a cadencias altas (Candotti et al., 2007; Neptune y Hull, 1999; Takaishi et al., 1998).

Sin embargo, Korff et al. (2007) dudan de que una aplicación igualitaria de fuerzas durante el ciclo aumente la eficiencia puesto que, en su estudio, los intentos de los ciclistas de aplicar fuerzas propulsivas durante la fase de recobro redujo la eficiencia, y el hecho de intentar aplicar fuerzas durante las fases de punto muerto tampoco aumentó GE. En esta misma línea, aunque algunos autores (Lucía, A., Hoyos, J., Perez, M., Santalla, A., Chicharro, J. L. 2002; Lucía et al., 2004; Neptune y Herzog, 1999) observaron una mayor capacidad de los ciclistas profesionales para aplicar fuerza de forma eficaz durante el pedaleo a cadencias altas, otros, como Dantas et al.

(2009) no apreciaron diferencias significativas en la técnica de pedaleo entre ciclistas y no ciclistas.

Leirdal y Ettema (2011a), por su parte, proponen la utilización del concepto de Punto Muerto (*Dead Center*, DC) como parámetro para la evaluación de la técnica de pedaleo. Siendo los puntos muertos del ciclo de pedaleo, como se ha indicado anteriormente, las fases del mismo en que se aplican menos fuerzas propulsivas, los autores citados defienden que esta variable describe el grado de estabilidad en la aplicación de fuerzas durante el ciclo, resultando un parámetro más útil que FE para determinar la eficiencia energética y mecánica de la técnica utilizada. Así, el pedaleo más eficiente sería aquel que presentara puntos muertos de menor duración.

Por tanto, aunque en el plano teórico se puede suponer que una técnica de pedaleo será aquella que ofrezca valores máximos de GE al tiempo que minimice la magnitud y duración de las fases de DC, la cinemática y la técnica de pedaleo son otros aspectos que no permiten hacer afirmaciones concluyentes de cara al logro del máximo rendimiento. Por un lado, son interdependientes en gran medida con otros factores relevantes para el rendimiento, como la cadencia y la eficiencia, ya mencionados, que presentan a su vez importantes y frecuentes controversias. Por otro lado, es necesario llevar a cabo estudios longitudinales que permitan valorar la influencia del entrenamiento sobre el trabajo de la técnica, y la determinación de la más eficiente (Korff et al., 2007, 2009).

1.1.8 USO DE PLATOS NO CIRCULARES

En el marco de la búsqueda de la optimización del pedaleo, junto con los intentos de mejora en la técnica deportiva, destaca la investigación y desarrollo de nuevos diseños tecnológicos para la bicicleta, que permitan mejorar el rendimiento en ciclismo. En este apartado se hace referencia, concretamente, al uso de platos no circulares.

Los platos no circulares surgieron a finales del siglo XX, y desde entonces continuamente salen al mercado nuevos modelos y variantes que plantean continuas modificaciones y propuestas de mejora de la economía o eficacia del pedaleo. Sin embargo, su contribución a la mejora del rendimiento en ciclismo no se ha conseguido demostrar, lo cual explica el hecho de que su uso en el alto nivel es todavía limitado.

La utilización de platos no circulares se fundamenta en las ventajas que, teóricamente, presenta este diseño en comparación con un plato circular tradicional. Entre ellas, y en función de las características de diseño, destacan:

- La existencia de un diámetro mayor y un diámetro menor del plato, lo cual permitiría optimizar la fuerza aplicada sobre la biela (torque) y su tiempo de aplicación;
- Reducir el tiempo de paso de la biela por los puntos muertos superior e inferior del ciclo de pedaleo, en los que la aplicación de fuerza es mínima, dada la posición de la biela (Cullen, L. K., Andrew, K., Lair, K. R., Widger, M. J., Timson, B. F., 1992; Han, R. P. S., Thomlinson, M. A., Tu, Y. S., 1991; Hull, M. L., Williams, M., Williams, K., Kautz, S., 1992) (Figura 2);
- Aumentar la longitud de biela durante la fase activa y reducirla durante el recobro, lo cual haría posible, durante la fase activa, aplicar mayor fuerza (o igual fuerza con un menor gasto energético), al presentar un mayor brazo de palanca; y minimizar las fuerzas negativas durante el recobro, al reducirse la longitud de este brazo de palanca (MacDermid y Edwards, 2010; Yoshihuku y Herzog, 1996). Esta innovación tecnológica debería permitir una mayor estabilidad en la aplicación de fuerzas durante todo el ciclo de pedaleo, reduciendo el trabajo interno del pedaleo (destinado a mover las piernas). Permitir formas alternativas de contacto entre el pie del ciclista y el pedal, en aras de lograr mayores momentos angulares (Shan, 2008; Zamparo, P., Minetti, A. E., Di Prampero, P. E., 2002).

No obstante, aunque teóricamente las ventajas de estos tipos de plato parecen claras, las evidencias científicas son más controvertidas. Una reciente revisión sobre este tema realizada por Bini y Dagnese (2012), recoge los resultados de los estudios realizados con diferentes tipos de platos no circulares.

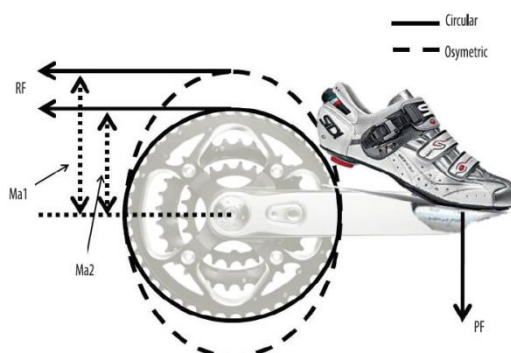


Figura 2. Comparación de perfiles entre un plato circular y uno no circular (Extraído de Bini y Dagnese, 2012)

Así, el plato no circular *Hull Oval* diseñado por el profesor M. L. Hull, de la Universidad de California, con el diámetro mayor coincidente con la biela en un ángulo de 90°, mostró un menor coste funcional en relación a los momentos articulares respecto a un plato convencional (1,4%) (Kautz, 1994). Sin embargo, no se apreciaron diferencias en el VO₂ entre ambos tipos de platos en un test de carga incremental (Ratel, S., Duché, P., Hautier, C. A., Williams, C. A., Bedu, M., 2004).

Otro tipo de plato no circular es el conocido como *Pro-Race*. Este plato presenta una mayor longitud de biela cuando ésta se encuentra con un ángulo de 90° y menor cuando presenta una angulación de 270°, maximizando así la torque aplicada durante la fase activa y minimizándola durante el recobro. Los estudios realizados con este sistema certifican una mayor potencia desarrollada (9%) y una mayor fuerza aplicada (23%) (Hue et al., 2008). No obstante, su influencia en el rendimiento no está clara. Hue, O., Galy, O., Hertogh, C., Casties, J. F. y Prefaut, C. (2001) obtuvieron una mejora en el rendimiento del 7%, en una prueba de 1km contrarreloj en laboratorio, si bien este mismo investigador y sus colaboradores, en un estudio posterior, no hallaron una mejora en el rendimiento respecto al uso de platos circulares (Hue, O., Chamari, K., Damiani, M., Blonc, S., Hertogh, C., 2007) en una prueba contrarreloj de 1 km en carretera. Estos autores sugieren cierta influencia en los resultados de la variabilidad de la muestra.

Siguiendo con sistemas que aumentan la longitud de la biela (y, por tanto, la torque) durante la fase activa y la disminuyen durante la fase de recobro, Shan (2008), en su estudio para la evaluación biomecánica del sistema *Bike power saver*, comprobó que, con este sistema, el tobillo presentaba un mayor rango de movimiento, y se producía una mayor activación de los extensores de rodilla (cuádriceps) y los flexores del tobillo (tibial anterior). Actualmente, no existen estudios que certifiquen una mejora del rendimiento en ciclismo con el uso de este sistema.

En el estudio y desarrollo de este tipo de platos se han probado otros sistemas que, redundando en la idea anterior, modifican el punto de contacto entre el pedal y la zapatilla del ciclista (Koninckx, E., van Leemputte, M., Hespel, P., 2008; Zamparo et al., 2002). Ambos estudios concluyeron que la eficiencia de pedaleo también era superior en comparación con el uso de platos convencionales. (8% y 2%, respectivamente). Además la torque producida en la fase activa aumentaba, y se reducía durante la fase de recobro. Esto debería traducirse en un aumento en la

potencia desarrollada, circunstancia que fue corroborada en el trabajo de Koninckx et al. (2008). Sin embargo, no existen estudios que avalen una mejora en el rendimiento en contrarreloj con los sistemas estudiados.

Otro sistema que se ha probado en esta línea es el sistema Rotor (*Q-ring*, Rotorbike). Se trata de un plato que permite desacoplar una biela respecto de la otra, para de ese modo reducir los tiempos de paso por los puntos muertos superior e inferior, así como aumentar el radio de giro en la fase activa y disminuirlo durante el recobro.

Entre los estudios realizados con este sistema, Carpes, F. P., Dagnese, F., Mota, C. B. y Stefanyshyn, D. J. (2009) y García- López et al. (2007) observaron un mayor rango de movimiento (hipótesis), en las articulaciones del miembro inferior. Estos resultados se han relacionado con una longitud de biela más efectiva utilizando este sistema, aunque no se ha explicado el modo en el que puede producirse esta mayor efectividad (Bini y Dagnese, 2012).

Respecto a la activación muscular, el único estudio que ha estudiado la activación muscular con el sistema Rotor (Dagnese, F., Carpes, F. P., Martins, E. D. A., Stefanyshyn, D., Mota, C. B., 2011) no halló diferencias significativas con la que se produce durante el uso de un plato convencional.

Respecto a la eficiencia del pedaleo con el sistema Rotor, tampoco hay resultados concluyentes. Así como Santalla, A., Manzano, J. M., Perez, M. y Lucia, A. (2002), en un estudio con no ciclistas, observaron una mejora de la eficiencia, otros estudios con ciclistas no han hallado mejoras significativas en de esta variable (Lucía et al., 2004; García- López et al., 2007).

Respecto al tipo de ejercicio, si bien el sistema Rotor permite desarrollar una mayor potencia de trabajo en ejercicios anaeróbicos (García- López et al., 2007), no sucede lo mismo en ejercicios aeróbicos (Lucía et al., 2004; Rodríguez- Marroyo et al., 2009).

Finalmente, este sistema no ha permitido observar mejoras en el rendimiento aeróbico, ni en contrarreloj de 40 km (Jobson, S. A., Hopker, J., Galbraith, A., Coleman, D. A., Nevill, A. M., 2009), ni en el tiempo hasta agotamiento (Dagnese et al., 2011).

Así pues, y a partir de la literatura disponible, parece que el uso de este tipo de platos no circulares, y/o de recursos tecnológicos, tales como bielas que se desacoplan o varían su longitud durante el ciclo, pueden producir mejoras en una o más variables relevantes para el pedaleo. No obstante, no existen estudios que permitan concluir que estos sistemas permiten una mejora en el rendimiento en ejercicios aeróbicos de ciclismo, en comparación con el uso de platos circulares y sistemas convencionales.

1.1.9 EL ROL DEL CAMBIO DE MARCHAS

En ciclismo, al contrario que en otras actividades cíclicas, se produce un fenómeno particular, y es que los movimientos articulares que tienen lugar durante el pedaleo son independientes de la distancia recorrida en cada ciclo. En natación o en carrera a pie, por ejemplo, esta distancia recorrida depende de la frecuencia y la longitud de ciclo (de brazada, o zancada, según el caso). En el caso del ciclismo, sin embargo, la amplitud del ciclo es siempre la misma, de modo que la distancia recorrida dependerá de las fuerzas aplicadas en cada ciclo y de la frecuencia de aplicación de las mismas. En conjunto, esto se refiere a la relación de marchas utilizada.

En una bicicleta, la fuerza aplicada por el ciclista sobre los pedales moviliza la rueda dentada delantera (*plato*), y esta fuerza se transmite por acción de una cadena a las ruedas dentadas traseras (*piñones* o *coronas*). El tamaño de platos y piñones se expresa en su número de dientes. En función del número y tamaño de ruedas dentadas disponible, las bicicletas de competición permiten elegir una amplia gama de combinaciones o *velocidades*. Así, la relación de marchas es el cociente entre el número de dientes del plato entre los del piñón.

Mediante el uso de los dispositivos para el cambio de marchas, el ciclista tiene capacidad de decidir cuánta fuerza quiere aplicar en cada ciclo y con qué frecuencia quiere hacerlo, para el logro de una determinada potencia de trabajo. La selección de la marcha va a depender de diversos factores (fisiológicos, psicológicos, biomecánicos y ambientales, ya mencionados anteriormente), cuya importancia variará según la situación y las circunstancias. Pero el aspecto fundamental que se pretende subrayar aquí, es que, durante la actividad del pedaleo, el ciclista tiene la capacidad de regular la fuerza que realiza en cada ciclo y la frecuencia de la misma, para el logro de su máximo rendimiento.

En relación a ello, diferentes revisiones de la literatura coinciden en señalar que las múltiples conexiones entre las variables *fuerza aplicada*, *cadencia*, *eficiencia* y *relación de marchas* utilizada desempeñan un papel determinante para el rendimiento (Abbiss et al., 2009; Atkinson et al., 2003; Faria et al, 2005b; Too, 2003; Wozniak et al., 1991). Sin embargo, y como se ha expuesto en los apartados anteriores, se desconoce en gran medida la naturaleza de estas conexiones, y qué grado de importancia tiene cada una de estas variables sobre el rendimiento en cada caso y situación.

Ya se ha hecho una breve exposición del estado del arte en lo que se refiere al estudio de la eficiencia, la cadencia y la aplicación de fuerzas sobre el pedal. En estos apartados se puede apreciar que dichas variables han sido objeto de abundante atención en la literatura, si bien todavía existen numerosos aspectos sujetos a controversia en relación a ellas. Sin embargo, resulta llamativa la escasa atención que, a pesar de su evidente importancia, se ha prestado hasta ahora a la influencia del cambio de marchas y su modo de utilización sobre el rendimiento en ciclismo. Este va a ser el objeto central de estudio en esta Tesis Doctoral.

1.1.9.1 CAMBIO MARCHAS. EFECTOS SOBRE EL RENDIMIENTO

Ya que los sistemas de cambio de marchas permiten regular la fuerza aplicada y la cadencia de pedaleo, es necesario que el ciclista elija una relación de marchas que le permita alcanzar el momento de fuerza adecuado para desarrollar la potencia de trabajo deseada, en base a una combinación óptima entre la fuerza ejercida y la cadencia elegida (Duc et al., 2005; Mognoni y di Prampero, 2003; Neptune y Herzog, 1999). Así, con marchas bajas será necesario aplicar menos fuerza para movilizar el sistema y más fácil alcanzar cadencias altas, a cambio de conseguir un menor avance de la bicicleta en cada pedalada. Asimismo, la elección de una marcha alta permite avanzar mayores distancias en cada pedalada, pero exige la aplicación de mayores valores de fuerza sobre el pedal y un mayor esfuerzo para alcanzar cadencias altas.

Un adecuado equilibrio entre fuerza aplicada y cadencia resulta un aspecto clave, ya que también hay que tener en cuenta que, si la cadencia es demasiado baja para una determinada potencia de trabajo, toda la fuerza aplicada se destina a mover el pedal, por lo que las piernas apenas se aceleran y no se produce propulsión. Sería el caso de una relación de marchas demasiado alta a velocidades bajas. Del mismo modo, con una relación de marchas demasiado baja y velocidades altas, la cadencia es muy elevada, y toda la fuerza aplicada se destina a acelerar las piernas sin llegar a aplicar fuerzas propulsivas sobre el pedal.

En base a lo anterior, autores como Crouch (2004) o Weaver, I., Anand, J., Gorley, M. y Buccheri, A. (2009), establecieron para cada marcha una relación cuadrática entre la potencia aplicada en el pedaleo y la velocidad de la bicicleta, de forma que una determinada marcha sería adecuada dentro de un rango de velocidades, fuera del cual la aplicación de fuerza no sería óptima, y por tanto sería necesaria una relación de marchas diferente. En el estudio de Weaver et al. (2009), partiendo de la ecuación de Hill (1910) para la velocidad de contracción muscular, se muestra que una adecuada

selección de marchas puede permitir alcanzar el doble de velocidad con un mismo nivel de fuerza aplicada (Figura 3). De todo ello pueden extraerse conclusiones importantes, tales como que existe una potencia óptima para cada relación de marchas, o que cada relación de marchas será adecuada dentro de un rango de velocidades concreto.

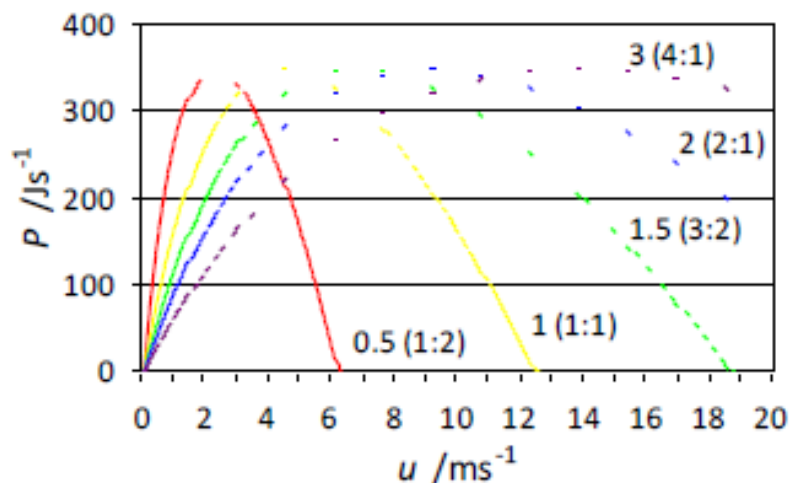


Figura 3. Relación Potencia- Velocidad para diferentes marchas de una bicicleta. Extraído de Weaver et al. (2009)

Crouch (2004) subraya la importancia de tener en cuenta, además, la cadencia de pedaleo. Este autor explica, mediante estimaciones algorítmicas y basándose en las curvas de potencia y cadencia expuestas por Whitt y Wilson (1974), que existe una relación cuadrática entre potencia aplicada y cadencia para una relación de marchas determinada (Figura 4), y muestra una forma sencilla de calcular la relación óptima entre ambas variables. De este modo, la cadencia óptima sería aquella que permite desarrollar la máxima potencia por parte del ciclista, y que de hecho se aproxima a las 90rpm, utilizada mayoritariamente por ciclistas profesionales en llano (Candotti et al., 2007; Dantas et al., 2009; Lucía et al., 2001; Neptune et al., 1997; Neptune y Hull, 1999; Patterson y Moreno, 1990; Sanderson, 1991; Takaishi et al., 1998). La ecuación utilizada es la siguiente:

$$P = P_{\text{MAX}} (1 - (\omega - \omega_{\text{OPT}})^2 / \omega_{\text{OPT}}^2)$$

P: potencia ω : cadencia

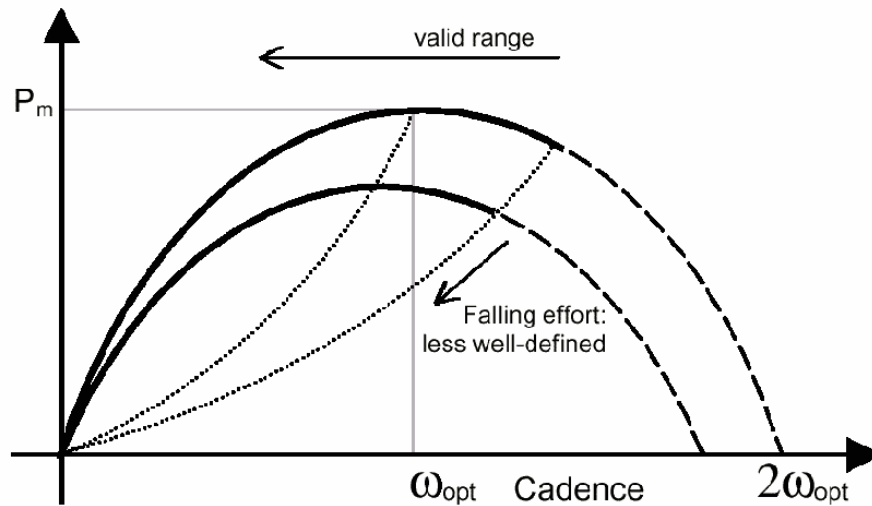


Figura 4. Relación Potencia- Cadencia. Extraído de Crouch, 2004

Teniendo en cuenta todo lo anterior, a cada relación de marchas no sólo se le puede asignar un rango de velocidades para los que es apropiada, sino que también pueden establecerse unos rangos de cadencia adecuados a cada marcha.

Como puede apreciarse, son muy pocos los estudios que se han ocupado de estudiar la influencia de la gestión de los cambios de marcha en el rendimiento en ciclismo. Sin embargo, ya se ha expuesto que se trata de una variable de una importancia muy destacada y que conviene analizar, de forma aislada y en combinación con otras variables relevantes.

Un conocimiento más profundo de los cambios de marcha debería favorecer un desempeño más inteligente y una optimización de los recursos disponibles por parte del ciclista, como consecuencia de una administración más adecuada de los recursos disponibles (metabólicos, biomecánicos, tecnológicos, etc.). Además, las bicicletas actuales ofrecen con frecuencia entre 18 y 25 combinaciones o marchas diferentes. Frente a esto, diferentes autores (Cho, C. K., Yun, M. H., Yoon, C. S., Lee, M., 1999; Crouch, 2004; Weaver et al., 2009) consideran que este número de marchas es excesivo, lo que conduce a la infrutilización de muchas de ellas y a la existencia de redundancias entre varias de las posibles combinaciones. Por ello, es interesante determinar el grado de utilidad de cada una de las marchas disponibles, y localizar aquellas que presentan un mayor y un menor uso, así como aquellas que son más sencillas de alcanzar y las que suponen un mayor esfuerzo para el mecanismo. Todo ello conduciría a un uso más adecuado de los cambios de marchas, especialmente

para aquellos ciclistas con menor experiencia en ciclismo y en el manejo de estos sistemas.

Por otro lado, ya se ha destacado la relación que el uso de los cambios de marcha en ciclismo presenta con otras variables determinantes para el rendimiento, tales como la cadencia, la potencia o la eficiencia de pedaleo, todas las cuales presentan múltiples interconexiones entre sí. Por ello, el análisis de los cambios de marcha en ciclismo debería permitir conocer más detalles sobre la influencia que éstos, y el manejo de los mismos, tienen sobre las citadas variables y, además, ofrecerá la posibilidad de conocer más en profundidad las interacciones que se producen entre ellas, derivando quizá en la disipación de controversias y la obtención de resultados concluyentes.

1.2 HERRAMIENTAS PARA EL ANÁLISIS BIOMECÁNICO DEL PEDALEO EN CICLISMO

1.2.1 CICLOERGÓMETROS

Un cicloergómetro es, básicamente, una bicicleta estática provista de un mecanismo de transmisión, en el cual una de las ruedas dentadas está fija a otra rueda más grande por cuya llanta circula una cinta, que ofrece resistencia al pedaleo por rozamiento. Esta resistencia se regula con un péndulo cuya presión sobre la cinta es regulable externamente y se mide con una báscula incorporada al cicloergómetro, en kilopondios. Un kilopondio es la masa que actúa sobre un kilogramo (kg) sometido a la aceleración de la gravedad. Por otro lado, un sistema de imanes ubicado en el eje del pedalier permite conocer la cadencia de pedaleo en revoluciones por minuto (rpm).

A partir de aquí, mediante unas sencillas ecuaciones, se pueden calcular variables fisiológicas y biomecánicas como la velocidad, la potencia o la fuerza aplicada. El Cicloergómetro se usa fundamentalmente en pruebas de valoración médico- fisiológica y biomecánica, y para la realización de pruebas médicas de esfuerzo y rendimiento.

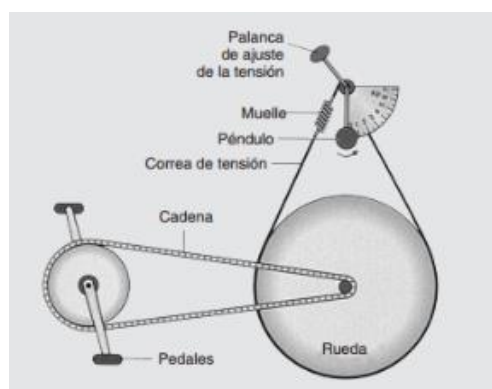


Figura 5. Mecanismo básico de funcionamiento de un cicloergómetro

Existen diferentes marcas y modelos en el mercado, entre las cuales la más popular y frecuentemente utilizada en el ámbito de la investigación es la marca Monark®, en particular su modelo 828E (Dorel et al., 2005; Loveday, D. E., Drayer, K. A., Pierotti, D. J., Coast, J. R., 2008; Loveday y Coast, 2010; Too, 1994; Whitty et al., 2009).

Entre las principales limitaciones que plantean los cicloergómetros en cuanto a la investigación biomecánica está la posición de pedaleo, notablemente diferente de la habitualmente adoptada por el ciclista en su bicicleta, junto con la imposibilidad de modificar sus medidas y geometría de sus segmentos (No obstante, los nuevos modelos permiten modificar la altura y distancia del sillín y el manillar, por ejemplo). Por otro lado, el pedaleo en cicloergómetro difiere del que se realiza en una bicicleta normal. Para el caso concreto de nuestra investigación, un aspecto determinante ha sido que no permiten la realización de cambios de marchas, puesto que no disponen de este tipo de sistemas.

Dicho lo anterior, los cicloergómetros han supuesto una herramienta imprescindible para la investigación médico- deportiva, la valoración fisiológica y la realización de pruebas de esfuerzo durante más de 100 años.

En la actualidad, no obstante, la existencia de potenciómetros de gran fiabilidad, precisión y probada validez, junto con todo tipo de rodillos para bicicleta, supone una alternativa al cicloergómetro muy a tener en cuenta, también en el ámbito científico.

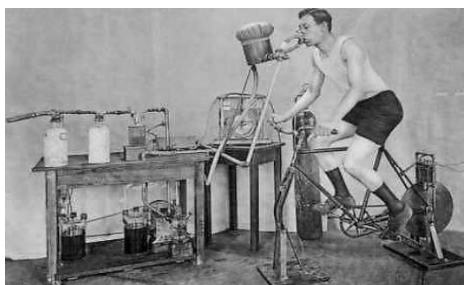


Figura 6. Cicloergómetro de Atwater y Beneditt (1907)



Figura 7. Cicloergómetro Monark® 828E

1.2.2 RODILLOS DE ENTRENAMIENTO

Los rodillos de entrenamiento son una plataforma estática de resistencia, en la cual la rueda trasera se fija por el eje a una estructura de modo que la cubierta queda en contacto con un cilindro metálico, que a su vez está comunicado con el dispositivo que ofrece la resistencia.

Se trata de una herramienta que posibilita la práctica del ciclismo cuando no es posible hacerlo al aire libre, ya sea por la falta de luz, falta de tiempo, por las condiciones meteorológicas o cuando el ciclista ha sufrido o se está recuperando de alguna lesión, entre otros casos.

En el ámbito de la investigación, los rodillos se han revelado también como una herramienta muy interesante, puesto que permiten la realización de pruebas sobre una bicicleta real, incluso sobre la habitualmente utilizada por los participantes, lo que aporta un grado de especificidad inalcanzable hasta ahora, y nos permite una mejor simulación de las condiciones reales de desempeño deportivo del ciclista, aumentando así el valor de los resultados obtenidos y su extrapolación a la práctica real en carretera, pista o montaña. Esto es aplicable a la investigación deportiva en ciclismo en general y, particularmente, para la investigación biomecánica. Por ello, en los últimos años se está generalizando su uso en el ámbito científico (Carvalho et al., 2000; Impellizzeri, F. M., Rampinini, E., Sassi, A., Mognoni, P., Marcora, S., 2005; Laursen, P. B., Shing, C. M., Jenkins, D. G., 2003; Correia-Oliveira et al., 2014; Camata et al., 2011). Además, el transporte y disposición del material es más sencillo de realizar.

Los rodillos de entrenamiento se clasifican fundamentalmente en función del tipo de resistencia que utilizan. Así, en el mercado actual podemos encontrar rodillos:

- 1) De Aire: la generación de resistencia por ventilador era el sistema utilizado en los primeros rodillos. Aunque todavía pueden encontrarse en el mercado, han caído en desuso por el enorme ruido que produce el ventilador cuando está en funcionamiento. En este caso, el ciclista regula la resistencia de trabajo seleccionando una relación de marchas u otra.



Figura 8. Rodillo de aire (izda.). Detalle del cilindro de rodadura y el ventilador de un rodillo de aire (dcha.)

- 2) Magnéticos: generan resistencia por acción de un campo magnético, que facilita o dificulta el giro de la rueda trasera. Este tipo de rodillos de entrenamiento suele incorporar una palanca conectada por un cable a la unidad de resistencia, y que permite modificar el campo magnético y, con ello, la resistencia que el rodillo ofrece al movimiento. Así, regulan la potencia de trabajo variando la potencia ofrecida.



Figura 9. Rodillo magnético

- 3) Fluidos o Hidráulicos: la resistencia en este caso se crea por acción de un propulsor, que gira en torno a una cámara que contiene un fluido, generalmente aceite. La resistencia que genera es más estable que en los casos anteriores. Al igual que ocurre con los rodillos de aire, el ciclista regula la resistencia que le ofrece el rodillo seleccionando diferentes relaciones de marchas en su bicicleta.



Figura 10. Rodillo hidráulico

- 4) De Transmisión Directa: en este caso, y a diferencia del resto, la bicicleta se acopla directamente al rodillo, puesto que éste dispone de un cassette de piñones en el que se coloca la cadena para su uso. Para ello, se saca la rueda trasera y las punteras traseras del cuadro se acoplan al rodillo. La sensación es más real que en los casos anteriores, el pedaleo es más estable y, lógicamente, no hay desgaste de las cubiertas. Además, es más silencioso.



Figura 11. Rodillo de transmisión directa

- 5) Rodillos “inteligentes” o de realidad virtual: ofrecen la posibilidad de conectarse a un ciclocomputador y a todo tipo de dispositivos con tecnología Bluetooth®, ANT+® o similar. Permiten seleccionar rutas virtuales o rutinas de entrenamiento determinadas, guardadas previamente en el ciclocomputador, y este último regula la resistencia al pedaleo en función de la información disponible. Además, sus posibilidades en cuanto a conectividad permiten competir virtualmente con otros usuarios y guardar los datos registrados, entre otras posibilidades.



Figura 12. Rodillo de realidad virtual

Para este trabajo de Tesis se ha empleado un rodillo de aire marca CATEYE® modelo S-100 (Cateye, Osaka, Japan), que resultaba idóneo para el experimento a realizar, puesto que la resistencia ofrecida no se altera con variaciones en la velocidad.

1.2.3 HERRAMIENTAS BIOMECÁNICAS PARA LA MEDICIÓN DE POTENCIA DE PEDALEO

En las últimas décadas, el uso de técnicas dinamométricas basadas en sensores de resistencia, de presión o eléctricos, ampliamente utilizados en otras disciplinas deportivas para la valoración del rendimiento deportivo, se han generalizado en el ciclismo, debido a que las mejoras tecnológicas permiten recibir gran cantidad de información en tiempo real con un peso y en un espacio muy reducidos. Estas técnicas permiten recoger datos relativos a fuerzas, momentos y presiones tanto del cuerpo humano como del medio y los implementos con los que actúa (Pérez y Llana, 2007).

En la actualidad, existen diferentes instrumentos que, mediante transductores de deformación (galgas extensiométricas) o transductores extensiométricos (células de carga) aportan información cinética y cinemática útil y relevante para el rendimiento del ciclista. Estos dispositivos pueden instalarse en el pedal, en la biela o en el buje de la rueda.

1.2.3.1 PEDALES INSTRUMENTADOS

La primera reseña en relación con pedales instrumentados fue realizada por Sharp en 1896 (Burke, 1996), y se basaba en un muelle que dejaba una marca de tinta en un papel situado bajo el pedal. Actualmente, según Burke (1996) existen 3 tipos de pedales instrumentados:

1. Basados en una galga extensiométrica: permite registrar fuerzas perpendiculares/tangenciales, y en algunos casos también fuerzas anteroposteriores, puntos de aplicación de cargas y par torsor.

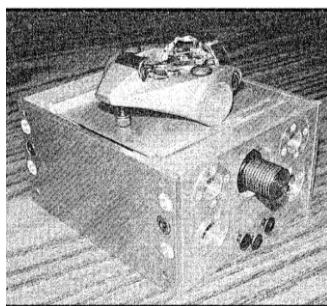


Figura 13. Pedal desarrollado con galgas (Burke, 1996).

2. Basados en un transductor piezoeléctrico situado entre dos superficies rígidas: permiten registrar mayores cargas que los anteriores y tienen una mayor sensibilidad. Frente a esto, el tratamiento de la señal en este caso es más complejo.



Figura 14. Pedal formado con transductores piezoeléctricos (Burke, 1996)

3. Que forman un sistema eje- galga extensiométrica entre la biela y el pedal: es un sistema sencillo de calibrar e instrumentar, aunque podría no ser útil para medir magnitudes y cadencias de pedaleo muy elevadas. Tampoco permite registrar cargas mediolaterales.

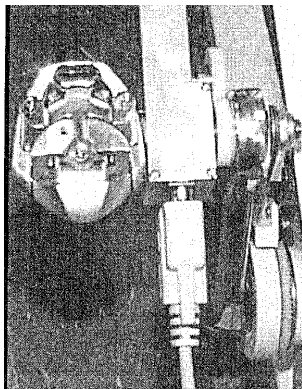


Figura 15. Pedal formado un eje-gala extensométrica (Burke, 1996)

Los pedales instrumentados han permitido conocer las características de la aplicación de fuerzas en las diferentes fases de pedaleo, y la cuantificación de las mismas, variables de importancia crítica para el rendimiento en ciclismo (Burke, 1996; Abbott y Wilson, 1995). Además, este instrumental ha permitido conocer la interacción de la fuerza efectiva aplicada sobre el pedal con otras variables relevantes, como la lateralidad, las fuerzas tangenciales, la fuerza de agarre del manillar o la interacción del pedal con la cala, entre otras (Pérez, P., Llana, S., Encarnación, A., 2011).

1.2.3.2 POTENCIÓMETROS

Existen en la actualidad dispositivos tecnológicos capaces de medir la potencia desarrollada por un ciclista tanto dentro como fuera del laboratorio y, con ello, cuantificar la intensidad de trabajo en función de la relación entre la fuerza aplicada y el tiempo empleado. Con ello, se obtiene una valoración más directa e inmediata de la intensidad del esfuerzo, y se pueden fijar cargas de entrenamiento con independencia de factores externos como la fatiga, la humedad, la temperatura o la pendiente.

Rodríguez (2007) enumera diferentes instrumentos para medir a potencia aplicada por el ciclista, y distingue:

- Instrumentos que obtienen la potencia mediante cálculos indirectos: a partir de variables fisiológicas, como la frecuencia cardíaca (HR) o el consumo de oxígeno (VO₂). El pulsómetro es el instrumento de este tipo más popular.
- Instrumentos que calculan la potencia mediante cálculos directos FIG: estos sistemas permiten obtener datos de potencia en tiempo real, tanto en laboratorio como en exteriores, y tanto en simulaciones como en situación real de entrenamiento o competición. También permiten, por ejemplo, desarrollar protocolos de entrenamiento en ciclismo, como indican Faria et al. (2005). Entre

los dispositivos de cálculo directo de la potencia disponibles en el mercado podemos citar:

- Polar® Cs600: consta de un cardiofrecuencímetro al que se añade un sensor que permite estimar la potencia aplicada y la cadencia de pedaleo. Esta estimación se realiza a partir de la velocidad, la vibración que la cadena produce al tensarse y las características de la misma (longitud, peso, material). Se trata de un sistema complejo de cálculo de la potencia, y tiene un error de precisión de +/-10%, lo cual lo inhabilita para su uso en el ámbito científico.



Figura 16. Pulsómetro Polar Cs600

- Sistema Ergomo®: mide la potencia y la cadencia mediante sensores ópticos ubicados en el eje del pedalier, a partir de la torsión que sufre este eje. Presenta el inconveniente de que sólo registra a potencia de una pierna, siendo la potencia indicada el doble de la potencia registrada en dicha pierna, por lo que puede arrojar errores importantes.



Figura 17. Sistema Ergomo

- Powertap®: se basa en un buje instrumentado con 8 células de carga (modelo PRO+) y un transmisor inalámbrico, que transmiten la información a un ciclocomputador. Permite registrar velocidad, torque y potencia aplicada en el ciclo (Power Output, PO). Ofrece la posibilidad de instalar un sensor de cadencia. Destaca por su bajo precio y alta precisión (error +/-1.5%).



Figura 18. Buje, ciclocomputador y banda de medición de la HR Powertap®

- SRM® (Schoberer Rad Messtechnik): al igual que el anterior, mide la potencia a través de unas células de carga situadas en este caso en la estrella que une las bielas y el plato. También consta de sensor de cadencia. SRM ofrece versiones comerciales con un error de +/- 1.5%, e incluso disponen de una versión para su uso exclusivo en laboratorio con un error de precisión de sólo +/- 0.5%. Es el medidor de potencia más utilizado en la actualidad.



Figura 19. Sistema SRM

- Potenciómetros Quarq® / SRAM®: son los de más reciente aparición en el mercado. Miden la potencia, al igual que el anterior, mediante células de carga situadas en la araña que une el plato con las bielas, que a su vez vienen

provistas de un acelerómetro para medir la cadencia. Esta marca ofrece diferentes modelos (SRAM® Red 22, Quarq® Riken, Quarq Elsa) con pequeñas diferencias, y todos ellos con una precisión muy competitiva (+/- 1.5%).



Figura 20. Diferentes modelos de potenciómetros Quarq®/ SRAM®

Pero la medición de la potencia no sólo permite valorar y controlar la intensidad del esfuerzo en ciclismo, sino que se ha utilizado también en relación con otras variables relevantes para el rendimiento en ciclismo, como es el caso de la cadencia de pedaleo (Jeukendrup et al., 2000; Marsh et al., 1997, 2000; Sanderson, 1991; Sanderson et al., 2000; Sarre et al., 2003, 2005), la eficiencia de pedaleo (Chavarren y Calbet, 1999; Lucía et al., 2002; Marsh et al., 2000), la posición del cuerpo (Burke, 1996; Sauer, J.L., Potter, J.J., Weisshaar, C.L., Ploeg, H.L., Thelen, D.G., 2007; Silberman, M.R., Webner, D., Collina, S., Shiple, B.J., 2005), la velocidad (Hautier, C.A., Linossier, M.T., Belli, A., Lacour, J.R., Arzac, L.M., 1996; Sargeant, A.J., Dolan, P., Young, A., 1984) o el consumo energético (Hawley y Noakes, 1992; Takaishi et al., 1998), entre otras.

En relación con este apartado, en la fase experimental de esta Tesis Doctoral se ha utilizado un potenciómetro Powertap® modelo PRO+, con 8 células de carga en el buje. También se ha empleado el ciclocomputador GARMIN® modelo Edge® 810, compatible con el citado potenciómetro mediante el sistema ANT+.

1.3 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

A partir de la revisión bibliográfica realizada, parece claro que la aplicación de fuerza sobre los pedales, la cadencia de pedaleo, la eficiencia y la gestión de las relaciones de marchas se consideran factores de la mayor importancia en diferentes trabajos (Abbiss et al., 2009; Atkinson et al., 2003; Faria et al, 2005b; Too, 2003; Wozniak, 1991). De los factores citados, los tres primeros han sido objeto de estudio repetidamente y desde múltiples puntos de vista (Fuerza: Bentley, D. J., McNaughton, L. R., Thompson, D., Vleck, V. E., Batterham, A. M., 2001; Gardner, A. S., Martin, J.

C., Martin, D. T., Barras, M., Jenkins, D. G., 2007; Neptune y Herzog, 1999; Patterson y Moreno, 1990; Samozino et al., 2006; Vogt et al., 2006; Zoladz et al., 2000. Cadencia: Bieuzen et al., 2007; Coast y Welch, 1985; Foss y Hallen, 2004; Hintzy et al., 1999; Marsh et al., 1999; McIntosh et al., 2000; Sacchetti et al., 2010; Umberger et al., 2006. Eficiencia: Cannon, D. T., Kolkhorst, F. W., Cipriani, D. J., 2007; Coyle et al., 1992; Korff et al., 2007; Millet, G. P., Tronche, C., Fuster, N., Candau, R., 2002; Morgesen et al., 2006; Lucía et al., 2004). Sin embargo los estudios que abordan la influencia de los cambios de marchas sobre el rendimiento en ciclismo son muy escasos y, en su caso, tratan la cuestión de manera residual, siendo el objeto principal de estudio, habitualmente, el diseño de dispositivos o modelos para la creación de sistemas automáticos de cambio de marchas.

En el ámbito del rendimiento deportivo, se hace necesario el análisis de la gestión de los sistemas de cambio de marchas desde el punto de vista de la eficiencia y la idoneidad, que conduzcan a la identificación de escalas óptimas de progresión en los desarrollos así como aquellas marchas infrautilizadas o redundantes. A la finalización de esta revisión, no se tiene constancia de la existencia de estudios de este tipo y es una de las pretensiones de esta Tesis Doctoral.

Del mismo modo, no se han hallado estudios orientados al análisis de los efectos en la cadencia que se producen como consecuencia de un cambio de marchas, y que pueden resultar decisivos en una prueba ciclista. Cuando se produce un cambio de marchas, hay un intervalo de tiempo durante el cual se reduce la aplicación de fuerza y se altera la cadencia, como consecuencia del movimiento del mecanismo y la necesidad de adaptación al nuevo desarrollo o relación de marchas. Sin embargo, se desconoce la magnitud de este cambio y su duración, aspecto que se intentará clarificar en esta Tesis.

Asimismo, como se ha reflejado anteriormente, algunos autores han apuntado a una relación entre la velocidad de la marcha y la cadencia con la relación de marchas más adecuada. Ciertamente, sería interesante identificar los rangos de cadencia y velocidad más adecuados para cada relación de marchas, tanto desde el punto de vista del rendimiento deportivo como del confort en el pedaleo. Ello permitiría orientar al ciclista en cuanto a la relación de marchas más adecuada en cada circunstancia, optimizando sus recursos disponibles, promoviendo un pedaleo más agradable y favoreciendo el logro del máximo rendimiento.

Finalmente, parece interesante determinar en qué medida influye la experiencia y el nivel de rendimiento en los resultados obtenidos, con el objetivo de identificar aquellos aspectos que presentan margen de mejora fruto de la experiencia, el aprendizaje y el entrenamiento, y aquellos que son más dependientes de un uso adecuado de la tecnología disponible (mecanismos de cambio de marchas).

1.4 HIPÓTESIS

A partir del marco teórico expuesto, se plantean como punto de partida de este trabajo de Tesis Doctoral las siguientes hipótesis (H):

- H1.-** Existen unos rangos de velocidad y cadencia para los que cada marcha disponible es especialmente adecuada y existe un instante preciso para hacer el cambio de marcha que optimiza el rendimiento.
- H2.-** Cuando se realiza un cambio de marchas, se produce una interrupción en la aplicación de fuerza sobre el pedal y una alteración en la cadencia de pedaleo que afectan negativamente al rendimiento, la magnitud y duración de las cuales es necesario determinar.
- H3.-** La realización de cambios de marchas repercute sobre otras variables relacionadas con la biomecánica del pedaleo, pudiendo hacer que variables como la cadencia o la fuerza aplicada sobre el pedal aumenten o disminuyan debido a este cambio.

1.5 OBJETIVOS

A partir de las hipótesis citadas, se proponen para este estudio varios objetivos, que pueden enunciarse del siguiente modo:

- **Objetivo General:**
 - Caracterizar, desde una perspectiva biomecánica, la evolución de las principales variables relacionadas con el pedaleo durante un ejercicio incremental en principiantes y expertos y, con ello, optimizar su gestión para maximizar el rendimiento.

■ Objetivos Específicos:

- Determinar secuencias de cambio de marchas propias de cada uno de los grupos de ciclistas, e identificar el grado de uso de cada una de las diferentes combinaciones posibles. Establecer diferencias entre el grupo de principiantes y el grupo de expertos.
- Describir la evolución de la cadencia seleccionada en función del nivel de intensidad de trabajo. Establecer diferencias entre grupos.
- Identificar el tipo y magnitud de las alteraciones que se producen en la cadencia del pedaleo después de un cambio en la marcha utilizada.
- Caracterizar los rangos de uso de cada marcha, en relación con la cadencia de pedaleo y la velocidad de la marcha o potencia de trabajo. Describir las interacciones que se producen entre estas variables. Establecer diferencias entre grupos.

1.6 PLAN DE TRABAJO

1.6.1 FASES DEL PROYECTO

A continuación, se expone el plan de trabajo a seguir durante el desarrollo de esta Tesis Doctoral, diseñado tomando como base las hipótesis formuladas y los objetivos planteados (Figura 21).

En primer lugar, se realizó una revisión bibliográfica centrada en aquellos factores relevantes para el estudio, a partir de la cual determinar los objetivos. Seguidamente se procedió al diseño experimental, para lo cual se partió de las variables a estudiar, el material de investigación disponible, así como la selección de la muestra. Tras esto se realizaron las pruebas experimentales y, una vez finalizados los test, se procedió al tratamiento de los resultados obtenidos, a partir de lo cual se inició un proceso de discusión sobre los mismos y, finalmente se formularon las conclusiones oportunas.

▪ FASE 1.- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

La revisión bibliográfica, con el objetivo de obtener una visión general sobre el estado del arte en la actualidad, se centró en primer lugar en recopilar artículos centrados en el estudio y análisis de la gestión de los cambios de marchas en ciclismo, y su influencia sobre el rendimiento deportivo. No obstante, dadas las escasas referencias encontradas, se amplió la búsqueda a aquellos otros factores que influyen en la cinética y cinemática del pedaleo, con el objetivo de que sirvieran como punto de partida de esta Tesis Doctoral. A continuación se formuló el planteamiento del problema, y se abordó la siguiente fase.

▪ FASE 2.- DETERMINACIÓN DEL OBJETO DE ESTUDIO

La revisión bibliográfica permitió concretar la idea inicial de trabajo, mucho más genérica, en unos pocos objetivos realistas y bien definidos, lo cual facilitó el adecuado desarrollo de las posteriores fases.

▪ FASE 3.- DISEÑO EXPERIMENTAL

○ Subfase 3.1. Determinación de las variables.

Una vez concretados los objetivos del estudio, se inició el diseño experimental determinando las variables que se pretendían medir, cuál sería la variable independiente, cuáles las dependientes, y cuáles serían las variables de control.

○ Subfase 3.2. Material necesario disponible.

El siguiente paso fue inventariar el material de investigación del que se disponía para la realización del experimento. Se trata de un aspecto muy importante, y de hecho se renunció a medir algunas de las variables inicialmente planteadas por no disponer del instrumental necesario para control con una mínima fiabilidad.

Del mismo modo, hubo problemas de funcionamiento y registro de datos con la primera rueda instrumentada que estaba previsto utilizar, siendo necesario sustituirla por otra. Este incidente retrasó el inicio de los tests casi 3 meses, como se refleja en la tabla de desarrollo de las fases de esta Tesis Doctoral (tabla 2).

Por otro lado, algunos instrumentos que estaba pensado utilizar hubieron de ser invalidados, y sustituidos por otros sistemas. Ejemplo de ello es el sistema de fabricación propia que se habilitó para registrar electrónicamente los cambios de marcha. En las pruebas piloto se observó que, pese a las indicaciones expresas realizadas a los ciclistas para que movieran las manetas por el punto donde se situaba el pulsador, frecuentemente, sobre todo en los estadios superiores del test, la pulsación no se registraba correctamente. Por ello, finalmente se decidió registrar en video al ciclista para identificar el instante exacto de cada cambio.

- Subfase 3.3. Protocolo a realizar

Una vez definido lo anterior, se diseñó con el máximo detalle posible el protocolo a seguir para la realización del experimento. Previamente al inicio de los tests, se realizaron diferentes pruebas piloto, tanto de funcionamiento y validez del material como del resto del experimento, tratando asimismo de controlar otros factores que podían resultar relevantes, tales como la iluminación o la ventilación, o la fijación del instrumental. Todo ello con la intención de garantizar el éxito en la realización de los tests de la forma prevista.

En este sentido, cabe reseñar que el protocolo inicialmente planteado se modificó tras los tests piloto, al comprobar que los principiantes no podían realizar un test con estadios de una duración tan larga como se había proyectado. Así, se redujo la duración de éstos a un minuto, en lugar de los 3 minutos previstos inicialmente.

- FASE 4.- SELECCIÓN DE LA MUESTRA

- Subfase 4.1. Contacto con los participantes.

En las semanas previas al inicio de la fase experimental, se contactó con potenciales participantes para comenzar a conformar la muestra del estudio. Una vez realizada la primera toma de contacto, y comprobada la disponibilidad de los ciclistas, se envió a cada uno de ellos, por correo electrónico, un documento explicativo de las generalidades del estudio a realizar. Junto a ello, se adjuntó un documento de consentimiento informado (Apéndice A) y un cuestionario sobre aspectos generales relacionados con sus datos personales,

su nivel competitivo y antecedentes deportivos en ciclismo, de interés para el estudio (Apéndice B).

○ Subfase 4.2. Selección de los participantes según los criterios establecidos

Los datos recogidos en el cuestionario mencionado nos permitieron hacer una primera selección de participantes, en la que se incluyó a todos aquellos que eran elegibles para integrar cada uno de los dos grupos de población propuestos inicialmente.

○ Subfase 4.3. Definición de los grupos de estudio

El siguiente paso fue hacer la selección definitiva de la muestra, en base a los criterios establecidos para este estudio, detallados en la tabla 3.

▪ FASE 5.- EXPERIMENTACIÓN BIOMECÁNICA

A continuación se dio inicio a la fase experimental, que se llevó a cabo durante dos meses con una muestra final de 33 ciclistas. Esta muestra se discriminó posteriormente en función de la experiencia y el nivel de rendimiento de los participantes. Posteriormente, se realizó el correspondiente tratamiento informático y estadístico de los datos registrados.

▪ FASE 6.- ANÁLISIS DE RESULTADOS, DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

En la última fase se procedió al análisis estadístico, que permitió obtener los resultados del estudio, para seguidamente proceder a su discusión y contraste con otros estudios relacionados. Finalmente, se extrajeron las conclusiones del estudio.

1.6.2 PLAN DE TRABAJO

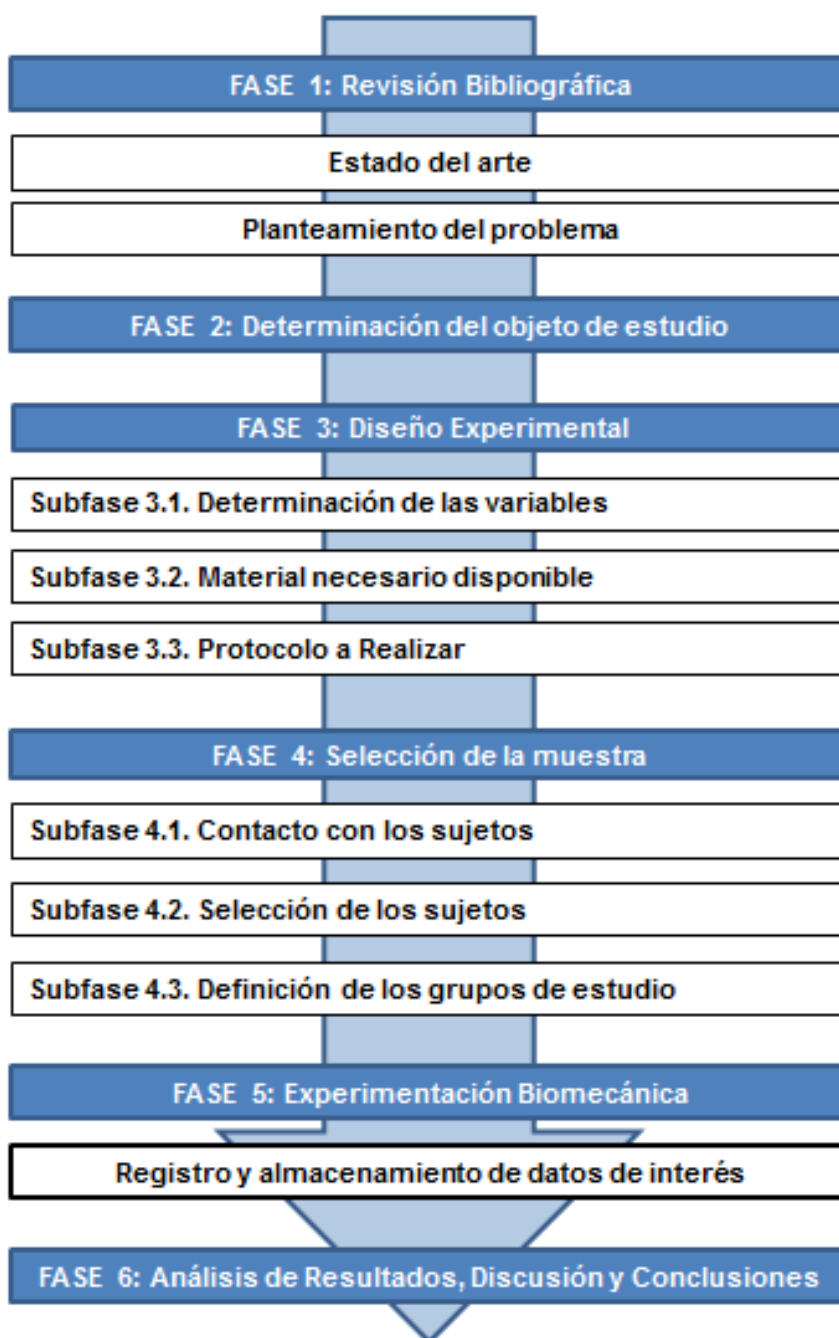


Figura 21. Fases del Proyecto de Tesis Doctoral

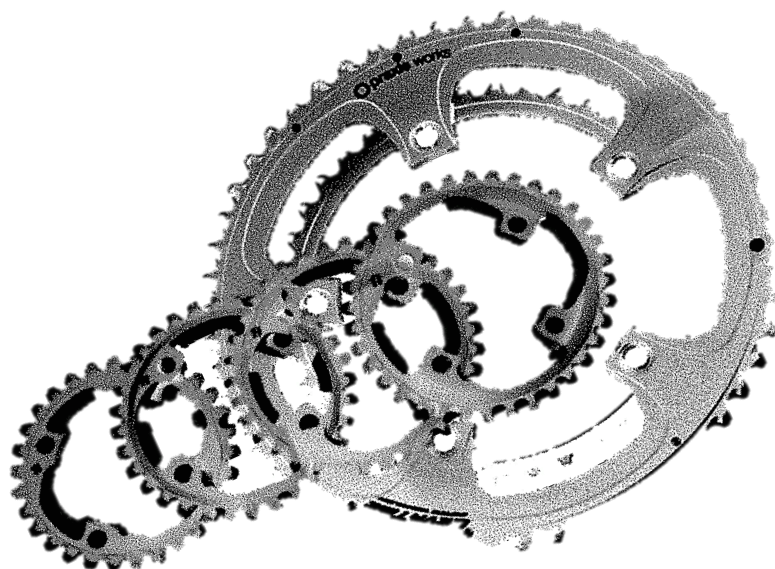
En la tabla 2 se proyectan temporalmente las diferentes fases que componen esta Tesis Doctoral, destacando la duración de las mismas y reflejando los meses durante los que se llevó a cabo cada una de ellas.

Tabla 2

Programa de desarrollo de las fases que componen la Tesis Doctoral

	E	F	M	A	M	J	J	A	S	O	N	D	AÑO
FASE 1	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	2013
FASE 2									■	■	■	■	2013
FASE 3	■	■	■	■	■	■	■	■					2014
FASE 4			■	■	■	■	■	■	■				2014
FASE 5	■									■	■	■	2015 2014
FASE 6	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	2016 2015

MATERIAL Y MÉTODOS



2. MATERIAL Y MÉTODOS

En este apartado se describe detalladamente el procedimiento y los materiales empleados para el desarrollo de este trabajo de Tesis Doctoral.

2.1 METODOLOGÍA

2.1.1 DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA

Participaron voluntariamente en el estudio un total de 33 voluntarios ($n=33$) de sexo masculino, todos ellos ciclistas habituales, con diferentes niveles de experiencia y nivel de entrenamiento. Los criterios de exclusión fueron: haber padecido alguna lesión del aparato locomotor durante los últimos 2 años (Takaishi et al., 2002), tomar medicamentos que pudieran afectar al sistema neuromuscular y padecer enfermedad metabólica o cualquier otra que altere las funciones muscular y circulatoria. Para establecer dos grupos para el estudio en función de la experiencia, se establecieron los siguientes criterios de inclusión para cada uno de ellos:

En el primero, llamado “EXPERTOS”, se incluyó a aquellos ciclistas de la muestra que competían y habían competido a nivel nacional o internacional al menos los últimos 1,5 años (Dantas et al., 2009); con una experiencia mínima en ciclismo de competición de 4 años (Takaishi et al., 2002; Millet et al., 2002); un volumen de entrenamiento superior a los 12000 km/ año (Millet et al., 2002) y una frecuencia de 4 o más entrenamientos por semana (Canon et al., 2007; Dantas et al., 2009).

Frente a éste grupo de expertos, el segundo grupo, llamado “PRINCIPIANTES” estuvo integrado por aquellos que practicaban ciclismo con fines recreativos, con un máximo de 4 años de experiencia (Takaishi et al., 2002), y que nunca habían tomado parte en competiciones o carreras ciclistas. Su volumen de entrenamiento habitual no era superior a los 12000 km/ año (Millet et al., 2002) y su frecuencia de entrenamiento no superior a las 3 sesiones por semana.

Las características de ambos grupos vienen expresadas en la tabla 3:

Tabla 3*Criterios de establecimiento de los grupos de la muestra*

Principiantes	Expertos
No compiten. Nunca han competido	Compiten. Nivel nacional o superior
Menos de 4 años de experiencia en ciclismo	Más de 4 años de experiencia en ciclismo
Menos de 12000 Km / año	Más de 12000 Km / año
Máximo 3 sesiones entrenamiento / semana	4 o más sesiones entrenamiento / semana

Además, ninguno de los participantes tenía antecedentes de lesiones que le hubieran impedido la práctica habitual de ciclismo en los 2 años anteriores a la realización del estudio (Takaishi et al., 2002).

Los datos necesarios para el establecimiento de las dos poblaciones, así como otros que podían ser de interés para el estudio, se recogieron previamente a la realización del test mediante una hoja de registro (Apéndice B) y, en base éstos, se establecieron los dos grupos de población: el grupo de “Principiantes”, formado por 17 personas, y el grupo de “Expertos”, compuesto por 16 participantes. Todos estos datos aparecen reflejados en la tabla 4:

Tabla 4*Datos de la muestra*

Características generales ciclistas		Total (n = 33)	Principiantes (n = 17)	Expertos (n = 16)
Peso (kg)	<i>media</i> <i>± SD</i>	70,7 ± 7,39	72,59 ± 8,27	68,69 ± 5,95
Talla (cm)	<i>media</i> <i>± SD</i>	176,12 ± 5,61	174,35 ± 6,45	178 ± 3,93
IMC (kg/m ²)	<i>media</i> <i>± SD</i>	22,8 ± 10,27	23,86 ± 2,28	21,68 ± 1,72
Edad (años)	<i>media</i> <i>± SD</i>	28,3 ± 7,34	32 ± 4,79	24,38 ± 5,61
Km/año	<i>media</i> <i>± SD</i>	10530 ± 7594,14	4029,41 ± 1899,59	17437 ± 4516,17
Sesiones/semana	<i>media</i> <i>± SD</i>	3,97 ± 2,16	2,12 ± 1,11	5,94 ± 0,77
Experiencia (años)	<i>media</i> <i>± SD</i>	3 (2,5–8)	3 (1–3)	8 (5,25–13,5)
Grupo cambio habitual				
Campagnolo	<i>n (%)</i>	4 (12,1%)	4 (23,5%)	0 (0%)
Shimano	<i>n (%)</i>	22 (66,7%)	12 (70,6%)	10 (62,5%)
Sram	<i>n (%)</i>	4 (12,1%)	0 (0%)	4 (25%)
Compac	<i>n (%)</i>	1 (3%)	1 (5,9%)	0 (0%)
Qring	<i>n (%)</i>	2 (6,1%)	0 (0%)	2 (12,5%)

Todos los participantes firmaron, previamente a su participación en el test, un consentimiento informado sobre las características de la prueba a realizar, los beneficios y riesgos potenciales de la investigación, así como de su derecho a abandonar la investigación, sin causa justificada, cuando lo consideraran oportuno. (Apéndice A). Del mismo modo, y también con carácter previo al inicio del experimento, se informó de las generalidades del mismo, si bien no se facilitó información sobre los objetivos del estudio o las variables de interés, para evitar que ello condicionase los resultados en cualquier sentido (Leirdal y Ettema, 2009). Por este motivo, durante su realización los participantes sólo conocían el tiempo de trabajo y la velocidad a la que estaban pedaleando.

Finalmente, durante todo el proceso se garantizó el respeto a lo establecido en la Declaración de Helsinki sobre investigación humana; a los requisitos de carácter ético establecidos por la Universidad de Valencia, que aprobó los protocolos, y a los principios establecidos a este respecto por la UNESCO.

2.1.2 INSTRUMENTAL

A continuación se detalla el instrumental que se utilizará para el registro de las diferentes variables de investigación que se estudiarán en este trabajo:

- Bicicleta Spezialized® S-works de la talla 54, fabricada íntegramente en carbono, con bielas de 175 mm, con el grupo completo Shimano® Dura-Ace, con 2 platos (53x 39). Todo ello con un peso de 5,110 kg de masa. Esta bicicleta iba montada con una rueda provista con un buje Powertap® con 10 piñones (25x12) y un peso de 1,850 kg de masa.



Figura 22. Bicicleta Spezialized S-Works utilizada en los tests

- Rodillo Cateye® CS-1000 (Cateye, Osaka, Japan): rodillo de entrenamiento que permite regular la velocidad de trabajo mediante un ventilador de aire, que simula la resistencia del mismo en carretera. La rueda trasera se fija sobre el rodillo, y la horquilla delantera se ancla al sistema, impidiendo movimientos laterales de la bicicleta. Este rodillo ha sido ampliamente utilizado en trabajos científicos de relevancia en los que se ha empleado un rodillo de entrenamiento (Carvalho Jr, E. S. et al., 2000; Córdova, A., Sainz, J., Cuervas, M., Tur, J. A., Pons, A., 2010; García-López, J., Rodríguez-Marroyo, J. A., Gerardo Villa, J., 2006; Kimber, N. E., Ross, J. J., Mason, S. L., Speedy, D. B., 2002; Laursen, P. B. et al., 2003, 2005; Rodríguez-Marroyo, J. A. et al., 2003, 2009, 2011; Rodríguez-Marroyo, J. A., Villa, G., García-López, J., Foster, C., 2012; Shing et al., 2007).



Figura 23. Rodillo Cateye CS-1000

- Buje PowerTap® Pro SL 2.4 (Saris Cycling Group, Madison WI, USA): sistema de medición de potencia, entre otras variables biomecánicas, que, mediante una serie de galgas extensiométricas instaladas en el buje trasero, permite registrar diferentes variables relevantes para el rendimiento, tales como la potencia de trabajo (PO, actual, media, máxima), la frecuencia cardíaca (actual, media), la cadencia (actual y media), la velocidad (actual, media, máxima) y el torque medio de cada pedalada. Está provisto con el sistema ANT+, que facilita la transmisión de información tanto al receptor Joules® de Powertap® como a otros dispositivos, como los Garmin® - es el caso del Garmin® Edge 810, que nos permitió tener dobles medidas de las variables citadas durante el test- y la mayoría de los smartphones actuales. Se trata de un sistema ligero (325 g) y muy económico, que ofrece además una alta fiabilidad ($\pm 1,5\%$) y se ha utilizado repetidamente en estudios científicos de relevancia (Duc, S., Bertucci, W., Pernin, J. N., Grappe, F., 2008; Millet et al., 2002; Potter, J. J., Sauer, J. L., Weisshaar, C. L., Ploeg, H., Thelen, D. G., 2008; Sauer, J. L., Potter, J. J., Weisshaar, C. L., Ploeg, H. L., Thelen, D. G., 2007).



Figura 24. Detalle del potenciómetro PowerTap Pro SL 2.4

- Dispositivo ciclocomputador GARMIN® modelo Edge 810: dispositivo informático compatible con el sistema ANT+, que permite registrar la potencia de trabajo (PO, actual, media, máxima) y la velocidad (actual, media, máxima). Además, con su medidor de frecuencia cardíaca permite registrar la FC (instantánea, máxima y media) y, con su sensor GSC 10, la cadencia (actual y media).



Figura 25. Detalles de componentes del cardiofrecuencímetro GARMIN Edge 810

- Disco externo multimedia MEMUP Mediadisk FX 1,5 Tb, empleado para el almacenamiento de los datos obtenidos durante el estudio.



Figura 26. Detalle del disco duro multimedia Memup Mediadisk FX

- Software Poweragent 7.7.5, que permite descargar, analizar y representar numérica y gráficamente los datos obtenidos, tanto del dispositivo Joule de Powertap® como del dispositivo Garmin® Edge 810.

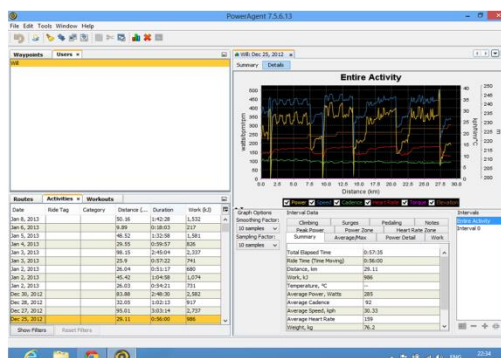


Figura 27. Detalle del software Poweragent para la obtención de datos

- Cámara de video y foto Samsung®, modelo WB250F (Samsung Electronics Co. Ltd., Seúl, Corea) con la que se registraron los test para determinar el instante exacto de los cambios de marcha realizados y la magnitud y tipo de cambio realizado.



Figura 28. Vista frontal de la cámara utilizada

2.1.3 DISEÑO EXPERIMENTAL

La fase experimental se llevó a cabo en el Laboratorio de Biomecánica de la Universidad Católica San Antonio de Murcia (UCAM). Previamente a la sesión en el laboratorio, todos los participantes completaron un cuestionario sobre datos personales y hábitos deportivos que sirvieron para garantizar la homogeneidad de la muestra y de cada uno de los grupos que la integran, al tiempo que sirvió para caracterizar los dos grupos a estudiar (Apéndice B).

Para una óptima realización de los experimentos en esta Tesis Doctoral, se controlaron las principales variables ambientales para garantizar la máxima igualdad

de condiciones en todos los experimentos. Así, se controlaron variables como la temperatura (21-24°) (Lucía et al., 2001), humedad relativa (45-55%) (Lucía et al., 2001), el espacio y las instrucciones para la realización de los test. Para que variables externas como el estado de forma o la época del año afectasen lo menos posible a los resultados, la fase experimental fue lo más breve posible y los miembros de ambos grupos de participaron aleatoriamente en el estudio.

Durante las 24 horas anteriores a la realización del experimento, los participantes siguieron su dieta habitual y no realizaron ningún ejercicio extenuante. Nada más llegar al laboratorio, los participantes se sometieron a las mediciones antropométricas necesarias para caracterizarlos, se dispuso el instrumental necesario y se realizaron los ajustes oportunos en la posición del sillín para adaptarla a las características antropométricas de cada individuo, de acuerdo con el protocolo descrito por Ferrer-Roca (2012). Todo este proceso tuvo una duración aproximada de unos 30 minutos.

La prueba se realizó sobre una bicicleta de carretera convencional, marca Specialized® S-works (Specialized, Morgan Hill, CAL, USA) de la talla 54, con bielas de 175 milímetros (mm) y grupo completo Shimano Dura-Ace (Shimano Inc., Osaka, Japan). La bicicleta se montó con una rueda motriz convencional (1,850 kg) provista con un buje Powertap® modelo PRO+ (Cycleops, Madison, USA). La presión de la rueda se ajustó a 700 kPa al inicio de cada test (Bertucci, W., Grappe, F., Girard, A., Betik, A., Rouillon, J. D., 2005; Bertucci et al., 2012; Duc et al., 2008; Millet et al., 2002), El desarrollo utilizado fue 53x39 en los platos (2) y 25x12 en los piñones con un total de 10 (25, 23, 21, 19, 17, 16, 15, 14, 13 y 12 dientes). El test se realizó en la posición convencional de pedaleo, con el ciclista sentado sobre el sillín y las manos apoyadas en los avances de las manetas de freno.



Figura 29. Posición de las manos sobre el manillar durante la realización del test

Respecto al calzado, cada participante utilizó sus zapatillas de ciclismo habituales, con sus calas y los pedales correspondientes. A lo largo del test se utilizaron 3 tipos de pedales:

- Look® KEO Easy, de poliamida inyectada y fibra de vidrio (120 g cada uno).
- Shimano Dura- Ace PD-7900, fabricado en carbono (124 g).
- Speedplay Zero, fabricados con una aleación de cromo y molibdeno (118 g).



Figura 30. Tipos de pedales utilizados durante el experimento

El test se llevó a cabo sobre un rodillo de aire Cateye® modelo CS-1000 (Cateye Co. LTD, Osaka, Japan), al cual se fijaba la bicicleta por el eje de la rueda trasera y la horquilla (de modo que se prescindió de la rueda delantera).

El registro de los cambios de marchas se monitorizó con grabaciones de vídeo a 60 Hz, realizadas con una cámara Samsung®, modelo WB250F (Samsung Electronics Co. Ltd., Seúl, Corea). La cámara se situó frente al manillar, sobre un trípode, a 1,20 m de altura y a 1 m de distancia del mismo.

La frecuencia cardíaca (HR) de los participantes se registró mediante un cardiofrecuencímetro Garmin Edge 810 (Garmin Ltd., Kansas, USA).

2.1.4 PROTOCOLO DE LOS ENSAYOS

El protocolo de los ensayos (Figura 31) consistió en un test incremental en rodillo de entrenamiento que se iniciaba con una fase de calentamiento, a 20 km/h, de 10 minutos de duración. Durante este período de calentamiento, se calculó la cadencia preferida del ciclista (CP), entendiendo como tal la cadencia media de los últimos seis minutos de este calentamiento (Marsh et al., 1999).

Tras el período de calentamiento daba comienzo el test, cuyo primer estadio se realizaba a 20 km/h, con una duración de 1 minuto. A partir de aquí, se pedía a los participantes que incrementaran la velocidad a razón de 3 km/h cada minuto, hasta que no pudieran mantener la velocidad requerida, o utilizaran la mayor relación de marchas disponible durante al menos un minuto.

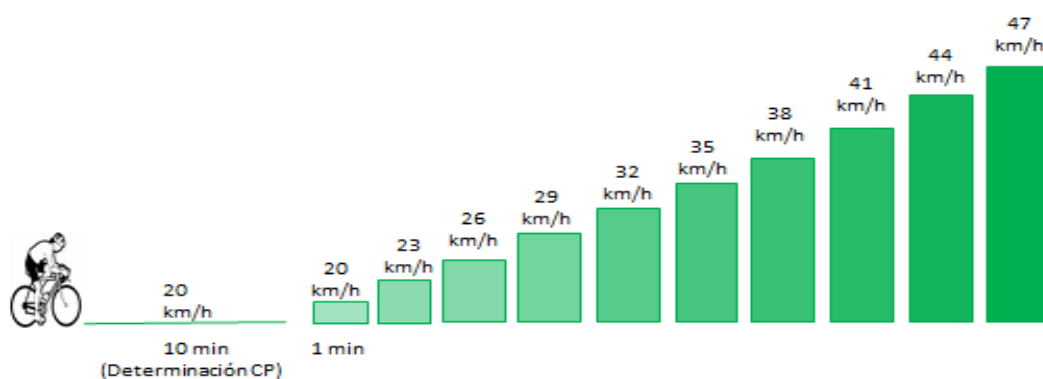


Figura 31. Protocolo experimental

Durante la realización de este test, se registraron datos relativos a las variables velocidad (V), la cadencia (ω), la potencia de trabajo (PO) y el torque (T), además de la frecuencia cardíaca (HR) de cada ciclista. También se midieron los instantes en que se producía cada cambio de marchas (C) y se registró el desarrollo elegido libremente por cada voluntario (D) en cada sección del test. Durante la prueba, pudieron elegir la relación de marchas utilizada, la potencia aplicada en cada ciclo de pedaleo y la cadencia que considerasen más adecuada, o que les resultaba más cómoda en cada instante, con la única premisa de mantener la velocidad indicada (variable controlada). Durante el experimento, no se facilitó información a la muestra sobre la relación de marchas utilizada, la cadencia u otra variable relevante en el estudio, para evitar que ello condicionase los resultados (Sacchetti et al., 2010; Bieuzen et al., 2007; Leirdal y Ettema, 2011). Así, durante la ejecución del test, los participantes sólo conocieron el tiempo de trabajo y la velocidad de la marcha.

Hay que decir que los protocolos de test incrementales descritos en la literatura son muy diversos, tanto en cuanto a duración de los estadios como en cuanto a su intensidad y magnitud. Para este trabajo de tesis se han utilizado estadios de 1 minuto de duración, al igual que otros autores, como Rodríguez- Marroyo et al. (2003) o García- López et al. (2006), para evitar que la fatiga prematura de los participantes condicionara o limitara los datos obtenidos, como pudo comprobarse en los tests piloto al probar con estadios de mayor duración. Una duración breve de los estadios facilitó que los participantes superaran un número de estadios suficiente como para obtener una cantidad significativa de datos, al tiempo que otorgaba a los participantes el tiempo suficiente para adaptarse a cada nuevo nivel de exigencia, y para asegurar la estabilización del pedaleo. Respecto a los estudios citados, se amplió el incremento de velocidad en cada nuevo estadio a 3 km/h, para facilitar el mantenimiento de la velocidad establecida, destacar el cambio de estadio, limitar la duración del test y provocar un incremento de velocidad que favoreciese la utilización de los cambios de marchas. La velocidad de inicio del test se estableció en 20 km/h para favorecer que los ciclistas utilizaran la mayor cantidad de relaciones de cambio posibles.

Todos los participantes realizaron la misma única prueba y sobre la misma bicicleta. Las instrucciones para el seguimiento adecuado del protocolo del experimento se grabaron en un archivo de audio, que se reprodujo de igual modo y en las mismas condiciones a todos los voluntarios. De este modo, todos recibieron las mismas instrucciones y de la misma forma, a fin de evitar cualquier influencia de los investigadores sobre el desempeño de los participantes durante la realización del test que pudiera contaminar el ensayo.

2.1.5 VARIABLES DE INVESTIGACIÓN

Las variables de investigación definidas en este proyecto son las que se exponen a continuación. Estas variables se han seleccionado por su relevancia para alcanzar los objetivos de este estudio, y por su utilización y aceptación generalizada de su importancia por parte de la comunidad científica. Al lado de cada variable figura el instrumental necesario para su obtención:

Variables estudiadas:

- ✓ **Cadencia** de pedaleo: frecuencia con la que se realiza el pedaleo medida en ciclos/minuto (PowerTap®, Garmin® Edge 810).
- ✓ **Cadencia preferida** (CP): frecuencia de pedaleo mantenida por el ciclista de forma espontánea durante un pedaleo cómodo, medida durante el calentamiento (PowerTap®, Garmin® Edge 810).
- ✓ **Porcentaje de la CP** (% CP): cadencia utilizada, expresada en porcentaje, para indicar la variación de la cadencia respecto de su CP (PowerTap®, Garmin® Edge 810).
- ✓ **Tiempo**: duración medida en segundos (Powertap®, Garmin® Edge 810).
- ✓ **Relación de marchas** utilizada: combinación de plato y el piñón utilizados en cada instante (Samsung® WB250F).
- ✓ **Desarrollo**: valor resultante de cociente entre el número del dientes del plato y los del piñón utilizado (Plato/piñón).
- ✓ **Desarrollo ponderado**: cuando se usan varios desarrollos en un solo estadio, el valor resultante de la media ponderada de los desarrollos utilizados, atendiendo al porcentaje de tiempo durante el cual se ha utilizado cada desarrollo.
- ✓ **Instante** de realización del cambio de marchas: fracción de tiempo en que se realiza un cambio en la relación de marchas (Samsung® WB250F).
- ✓ **Torque** aplicado durante el pedaleo: fuerza tangencial aplicada sobre el pedal (PowerTap®).
- ✓ **Frecuencia cardíaca** (HR): número de latidos del corazón por minuto (cardiofrecuencímetro Garmin® Edge 810).

Variable independiente:

- ✓ **Velocidad**: relación entre el espacio recorrido y el tiempo empleado. Se aumentó progresivamente desde 20 km/h, a razón de 3 km/h cada minuto, hasta que el individuo no pudo mantener la velocidad o utilizó el máximo desarrollo disponible durante al menos 1 min. (PowerTap®, Garmin® Edge 810).

Variables antropométricas y de inclusión en el grupo de estudio

- ✓ Masa (báscula Laica® PS-7002)
- ✓ Edad
- ✓ Estatura (tallímetro Quirumed®)
- ✓ Altura de la sínfisis del púbis (cinta métrica)

- ✓ Índice de Masa Corporal (IMC)
- ✓ Frecuencia de entrenamiento (días/semana)
- ✓ Volumen de entrenamiento habitual (Km/ semana)
- ✓ Nivel actual de competición
- ✓ Experiencia en competición
- ✓ Experiencia en la práctica del ciclismo

Asimismo, se controlaron aquellas variables relevantes para preservar una adecuada relación entre las características antropométricas del ciclista (García-López et al., 2008; Price y Donne, 1997) y la geometría de la bicicleta (Belluye y Cid, 2001), partiendo del criterio del participante, para realizar el test en condiciones lo más parecidas posible a su bicicleta habitual:

- Altura de la sínfisis del pubis (hE), de pie y descalzos (García López et al., 2008), con los pies separados 5 centímetros (cm) (Price y Donne, 1997)
- Altura del sillín (Hs)
- Retroceso del sillín (Rs)

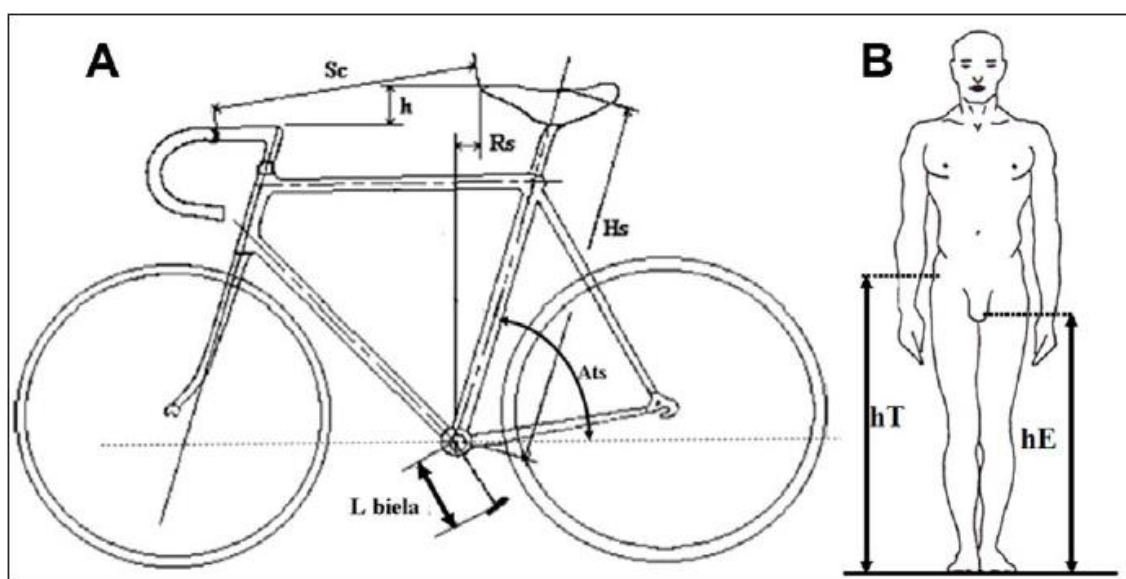


Figura 32. (A) Medidas básicas que configuran la bicicleta: altura del sillín (Hs), retroceso del sillín (Rs), (B) Medidas antropométricas del ciclista: altura de la entrepierna (hE). Extraído de García- López et al. (2008)

Hay que tener en cuenta que el test se realizó con una misma bicicleta para todos los participantes. Así, algunas medidas básicas, como la longitud de la biela, el ángulo del tubo del sillín, la longitud de la potencia o la geometría del cuadro no pudieron

modificarse, de modo que las adaptaciones realizadas estaban orientadas a conseguir el máximo confort de los participantes durante la realización del test, más que una perfecta adaptación ergonómica a la bicicleta.

2.1.6 METODOLOGÍA ESTADÍSTICA

2.1.6.1 EXPLORACIÓN INICIAL DE LOS DATOS RECOGIDOS

Los datos obtenidos en el experimento se recogieron por medio de los dos ciclocomputadores utilizados, Joules® GPS y GARMIN® Edge 810. Estos datos se extrajeron inicialmente en formato de fichero *.txt, para a continuación exportarlos a un documento de Microsoft® Excel (versión 2007), en el cual se enlistaron, ordenaron y prepararon para posibilitar el análisis estadístico, que se llevó a cabo con el programa SPSS (Statistical Package for the Social Science) versión 22.0. Una vez insertados los datos en este programa, se inició con un análisis exploratorio de la muestra, en busca de datos anómalos, perdidos o posibles errores en la obtención de los mismos.

2.1.6.2 ESTUDIO DESCRIPTIVO

Se realizó un estudio univariado considerando la globalidad de la muestra, y bivariado, comparando ambos grupos de estudio y considerando las medidas globales. Para ambos casos se obtuvieron los estadísticos descriptivos más característicos (media \pm SD).

A continuación, se comprobó la normalidad de la muestra (Shapiro Wilks) y la homocedasticidad (Levene) y en función de ello se llevó a cabo el análisis estadístico correspondiente, tal como se indica en el siguiente apartado.

Para el estudio descriptivo de las relaciones de marcha utilizadas, se determinó el uso de cada una de las mismas en cualquier instante del test, tanto en número de individuos como en porcentaje, y tanto para la muestra en general como discriminando ambos grupos de estudio. Para la identificación del grado de uso de cada una de las relaciones de marchas disponibles, se realizó la suma total de los segundos durante los cuales se utilizó cada marcha durante el test, de nuevo, tanto por la globalidad de la muestra como discriminando por grupos.

Para el estudio de los efectos del cambio de marchas sobre la cadencia, se comprobó la normalidad y estabilidad de las varianzas previamente a la realización del tratamiento estadístico.

2.1.6.3 INFERENCIA ESTADÍSTICA

En el caso de las variables categóricas (desarrollos empleados, grupo de cambio habitual), se realizó un análisis chi-cuadrado, presentándose los datos en una tabla con la frecuencia y el porcentaje por fila. Para el estudio de las variables numéricas, se realizó una prueba t-Student, para contrastar las diferencias entre grupos en aquellas variables que mostraron una distribución normal, obteniendo media y desviación típica (SD) para cada variable. Asimismo, se realizó una prueba no paramétrica U de Mann-Whitney para aquellas que no siguieron una distribución normal. Se obtuvo en este caso la mediana estadística y el rango intercuartílico (RIQ). En ambos casos, se consideraron diferencias significativas cuando $p < 0,05$.

A continuación se realizó un análisis ANOVA mixto para analizar la evolución de la cadencia en los diferentes estadios del test y e identificar diferencias entre ambos grupos de estudio. Este estudio se realizó para 7 y 9 estadios. No se realizó un estudio más allá de los 10 estadios porque la muestra era muy reducida y la potencia estadística era insuficiente.

Para el estudio de la estabilidad de la cadencia cuando se produce un cambio de marchas, se llevó a cabo un ANOVA de medidas repetidas de un factor, analizando cada ciclista individualmente, puesto que los cambios de marcha se realizaban cuando cada persona lo consideraba oportuno, no estando ni condicionado ni protocolizado en el test. En cada caso, se seleccionaron los registros de cadencia 20 segundos antes y 20 segundos después de que producirse los cambios de relación de marchas, y se tomó como referencia el promedio de cadencia en cada franja de 5 segundos antes y después de dicho cambio (factor inter- sujetos), teniendo en cuenta la totalidad de cambios realizados (factor intra- sujetos). Mediante esta técnica se pretendía poder ver si existía un patrón de la tasa de variación de la cadencia media en cada ciclista en particular, y a su vez ver si este patrón de la tasa de variación era común dentro de cada uno de los grupos de estudio. Una observación al respecto a esta técnica es que, dado que el factor intervalo tiene 8 niveles, para tener una mayor potencia estadística se ajustó este factor al número de cambios realizados por cada individuo, cuando el número total de cambios efectuados durante el test era inferior a 8. Se estableció un valor de $p < 0.05$ como umbral de significación estadística.

2.1.6.4 ANALISIS CORRELACIONAL Y REGRESIÓN

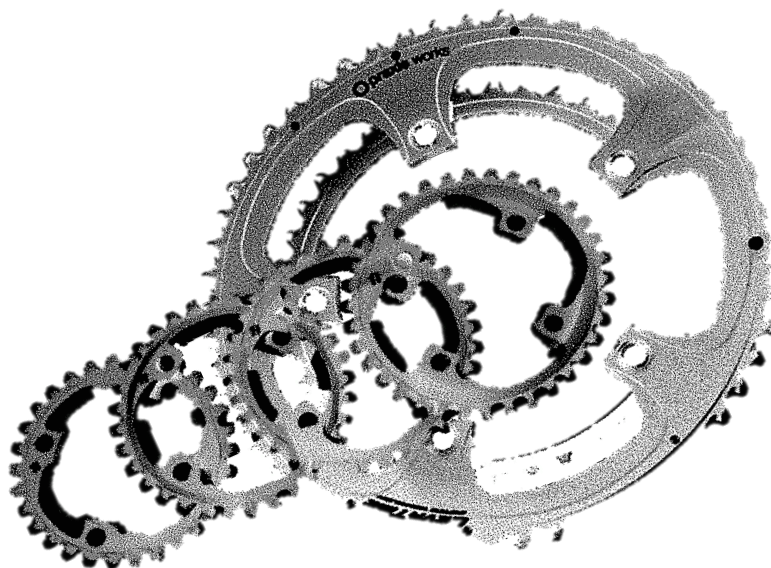
El siguiente paso fue el análisis correlacional para verificar la relación entre las variables numéricas del estudio. Para ello, se realizaron correlaciones bivariadas de

Pearson. Se consideró una correlación significativa cuando $p < 0,05$, y se valoró la potencia de la correlación mediante el factor r , considerando una correlación alta cuando $r > 0,7$, media cuando $r > 0,4 < 0,69$ y baja cuando $r < 0,39$.

Finalmente, se ajustó un modelo de regresión múltiple por pasos con el objetivo de conocer/predecir el desarrollo (variable dependiente) a utilizar en cada estadio por los participantes en función de las variables independientes de potencia, cadencia, velocidad y grupo. Para el ajuste del modelo se utilizó el criterio de información de Akaike (AIC) hacia atrás, esto es, se parte del modelo completo y se van excluyendo una a una las variables que satisfacen el criterio de exclusión. El AIC está basado en la función de verosimilitud, e incluye una penalización que aumenta con el número de parámetros estimados en el modelo. Premia pues, a los modelos que ofrecen un buen ajuste en términos de verosimilitud y que a la vez son parsimoniosos, es decir, tienen pocos parámetros. Una vez ajustado el modelo, se comprobaron las hipótesis básicas de los modelos de regresión lineal, a saber: los residuos se deben distribuir como una normal de media cero, ser homocedásticos, independientes e incorrelados. Aquí se presentan los valores del ajuste R^2 , considerándose una correlación alta cuando $r > 0,7$, media cuando $r > 0,4 < 0,69$ y baja cuando $r < 0,39$.

Previo al ajuste del modelo, se estudió la correlación lineal entre la variable dependiente (desarrollo) y las independientes (potencia, cadencia, velocidad y grupo). Asimismo, se observó si existía correlación entre las independientes, para el estudio de una posible existencia de colinealidad entre variables independientes. Se tuvo que transformar la variable potencia, puesto que su relación con el resto de variables era cuadrática, y se le aplicó una transformación, en este caso la raíz cuadrada, consiguiendo así linealizar la variable.

RESULTADOS



3. RESULTADOS

3.1 ESTUDIO DESCRIPTIVO

De los resultados obtenidos, se recogen en primer lugar los resultados relativos a la cadencia preferida por la muestra, el número de estadios superados y el número de cambios de desarrollo efectuados, atendiendo a las diferencias entre ambos grupos (tabla 5).

Tabla 5.
Resultados descriptivos de las variables estudiadas

Resultados Test		Total Muestra	Principiantes	Expertos
Cadencia preferida (rpm)	<i>media ± SD</i>	79,63 ± 10,27	76,47 ± 9,88	83 ± 9,87
Resultado test (estadio)	<i>mediana (RIQ)</i>	10 (9–10)	10 (8,5–10)	10 (10–11)
Núm. cambios test	<i>media ± SD</i>	8,27 ± 2,29	7,41 ± 2,12	9,18 ± 2,17
Desarrollo final test (Plato/ piñón)	<i>media ± SD</i>	3,81 ± 0,44	3,70 ± 0,48	3,93 ± 0,39

En cuanto a los resultados del test por estadios, en la tabla 6 se indica el número de estadios alcanzado por la muestra. Se observa que la totalidad de la muestra alcanzó al menos el estadio 7 (38 km/h). A partir de aquí, la totalidad del grupo de expertos alcanzó el estadio 10 del test (47 km/h), al estadio 11 (50 km/h) llegaron sólo participantes del grupo de expertos, y sólo uno de ellos alcanzó el estadio 12 (53 km/h).

Tabla 6
Resultados del test, por número de estadios alcanzados

Estadio	N	Principiantes	Expertos
7	33	17	16
8	32	16	16
9	29	13	16
10	23	7	16
11	7	0	7
12	1	0	1

Seguidamente, se expresan los registros en cada estadio de los valores correspondientes a las diferentes variables medidas (tablas 7 a 9). Así, en cada estadio se indican los valores medios generales de la muestra y propios de cada grupo de las variables *Cadencia* (rpm), *Potencia* (W), *Torque* (n.m), *Desarrollo* (Plato/Piñón en número de dientes), *Tasa de variación de la cadencia preferida* (%CP) y *Pulso* (ppm). Para la variable *Desarrollo*, si en un estadio se han utilizado dos o más relaciones de marchas, se indica un desarrollo ponderado de todas ellas, con la intención de obtener una medida más equilibrada.

Tabla 7
Resultados descriptivos de las variables estudiadas. Estadios 1 a 10

Variable		Total Muestra	Principiantes	Expertos
Estadio 1 (20km/h)				
Cadencia (rpm)	<i>media ± SD (n)</i>	78,62 ± 9,2 (33)	74,5 ± 6,9 (17)	82,9 ± 9,5 (16)
Potencia (W)	<i>media ± SD (n)</i>	76,8 ± 12,2 (33)	74,9 ± 13,1 (17)	79,0 ± 11,1 (16)
Torque (N·m)	<i>media ± SD (n)</i>	3,9 ± 0,6 (33)	3,9 ± 0,7 (16)	4,0 ± 0,5 (14)
Desarrollo (plato/piñón)	<i>media ± SD (n)</i>	2,092 ± 0,2623 (33)	2,20 ± 0,25 (17)	1,97 ± 0,22 (16)
Tasa variación cadencia preferida	<i>media ± SD (n)</i>	-0,6 ± 5,7 (33)	-1,4 ± 5,4 (17)	0,3 ± 6,0 (16)
Pulso (ppm)	<i>media ± SD (n)</i>	106,2 ± 14,2 (33)	107,7 ± 15,4 (17)	104,6 ± 13,0 (15)
Estadio 2 (23km/h)				
Cadencia (rpm)	<i>media ± SD (n)</i>	85,6 ± 9,7 (33)	81,5 ± 9,0 (17)	90,0 ± 8,7 (16)
Potencia (W)	<i>media ± SD (n)</i>	92,5 ± 13,8 (33)	89,8 ± 15,3 (17)	95,4 ± 11,9 (16)

Torque (N·m)	<i>media ± SD (n)</i>	4,1 ± 0,6 (33)	4,1 ± 0,7 (16)	4,2 ± 0,5 (13)
Desarrollo (plato/piñón)	<i>media ± SD (n)</i>	2,19 ± 0,27 (33)	2,29 ± 0,28 (17)	2,07 ± 0,22 (16)
Tasa variación cadencia preferida	<i>media ± SD (n)</i>	8,5 ± 8,4 (33)	8,0 ± 8,6 (17)	9,0 ± 8,4 (16)
Pulso (ppm)	<i>media ± SD (n)</i>	117,7 ± 14,06 (32)	119,6 ± 16,8 (17)	115,5 ± 10,2 (15)
Estadio 3 (26km/h)				
Cadencia (rpm)	<i>media ± SD (n)</i>	89,1 ± 10,4 (33)	85,7 ± 11,3 (17)	92,8 ± 8,2 (16)
Potencia (W)	<i>media ± SD (n)</i>	111,7 ± 15,0 (33)	109,1 ± 16,6 (17)	114,5 ± 12,9 (16)
Torque (N·m)	<i>media ± SD (n)</i>	4,5 ± 0,6 (29)	4,4 ± 0,6 (16)	4,5 ± 0,4 (13)
Desarrollo (plato/piñón)	<i>media ± SD (n)</i>	2,37 ± 0,32 (33)	2,48 ± 0,38 (17)	2,24 ± 0,20 (16)
Tasa variación cadencia preferida	<i>media ± SD (n)</i>	12,9 ± 9,4 (33)	13,18 ± 8,94 (17)	12,57 ± 10,18 (16)
Pulso (ppm)	<i>media ± SD (n)</i>	125,6 ± 15,5 (32)	128,2 ± 17,3 (17)	122,7 ± 13,1 (15)
Estadio 4 (29km/h)				
Cadencia (rpm)	<i>media ± SD (n)</i>	91,1 ± 10,3 (33)	88,6 ± 11,0 (17)	93,8 ± 9,1 (16)
Potencia (W)	<i>media ± SD (n)</i>	134,6 ± 16,4 (33)	132,6 ± 18,7 (17)	136,6 ± 13,9 (16)
Torque (N·m)	<i>media ± SD (n)</i>	4,8 ± 0,6 (29)	4,8 ± 0,6 (16)	4,9 ± 0,46 (13)
Desarrollo (plato/piñón)	<i>media ± SD (n)</i>	2,58 ± 0,34 (33)	2,68 ± 0,40 (17)	2,49 ± 0,24 (16)
Tasa variación cadencia preferida	<i>media ± SD (n)</i>	15,8 ± 12,1 (33)	17,6 ± 11,8 (17)	13,9 ± 12,5 (16)
Pulso (ppm)	<i>media ± SD (n)</i>	133,9 ± 15,4 (32)	136,6 ± 17,4 (17)	130,9 ± 12,6 (15)
Estadio 5 (32km/h)				
Cadencia (rpm)	<i>media ± SD (n)</i>	92,2 ± 10,3 (33)	90,1 ± 10,5 (17)	94,4 ± 10 (16)
Potencia (W)	<i>media ± SD (n)</i>	161,2 ± 17,6 (33)	158,3 ± 20,0 (17)	164,2 ± 14,6 (16)
Torque (N·m)	<i>media ± SD (n)</i>	5,3 ± 0,5 (29)	5,2 ± 0,6 (16)	5,4 ± 0,4 (13)
Desarrollo (plato/piñón)	<i>media ± SD (n)</i>	2,78 ± 0,34 (33)	2,85 ± 0,39 (17)	2,71 ± 0,28 (16)

Tabla 7. Continuación

Tasa variación cadencia preferida	<i>media ± SD (n)</i>	17,2 ± 13,5 (33)	19,5 ± 12,2 (17)	14,7 ± 14,8 (16)
Pulso (ppm)	<i>media ± SD (n)</i>	143,4 ± 15,6 (32)	146,2 ± 17,8 (17)	140,2 ± 12,6 (15)
Estadio 6 (35km/h)				
Cadencia (rpm)	<i>media ± SD (n)</i>	92,1 ± 9,9 (33)	88,9 ± 9,7 (17)	95,5 ± 9,2 (16)
Potencia (W)	<i>media ± SD (n)</i>	190,3 ± 18,7 (33)	186,6 ± 20,6 (17)	194,3 ± 16,2 (16)
Torque (N·m)	<i>media ± SD (n)</i>	5,7 ± 0,5 (29)	5,6 ± 0,6 (16)	5,8 ± 0,4 (13)
Desarrollo (plato/piñón)	<i>media ± SD (n)</i>	3,03 ± 0,35 (33)	3,13 ± 0,37 (17)	2,91 ± 0,28 (16)
Tasa variación cadencia preferida	<i>media ± SD (n)</i>	17,3 ± 14,4 (33)	18,3 ± 14,6 (17)	16,2 ± 14,7 (16)
Pulso (ppm)	<i>media ± SD (n)</i>	152,9 ± 15,3 (32)	155,1 ± 17,7 (17)	150,4 ± 12,3 (15)
Estadio 7 (38km/h)				
Cadencia (rpm)	<i>media ± SD (n)</i>	93,5 ± 8,2 (32)	91,2 ± 8,0 (17)	96,2 ± 8,0 (15)
Potencia (W)	<i>media ± SD (n)</i>	223,7 ± 19,5 (33)	219,1 ± 21,4 (17)	228,6 ± 16,6 (16)
Torque (N·m)	<i>media ± SD (n)</i>	6,2 ± 0,5 (28)	6,1 ± 0,6 (16)	6,3 ± 0,4 (12)
Desarrollo (plato/piñón)	<i>media ± SD (n)</i>	3,23 ± 0,36 (33)	3,33 ± 0,42 (17)	3,13 ± 0,26 (16)
Tasa variación cadencia preferida	<i>media ± SD (n)</i>	19,1 ± 14,4 (33)	21,5 ± 14,9 (17)	16,5 ± 13,8 (16)
Pulso (ppm)	<i>media ± SD (n)</i>	162,9 ± 14,7 (32)	164,6 ± 16,3 (17)	160,9 ± 12,89 (15)
Estadio 8 (41km/h)				
Cadencia (rpm)	<i>media ± SD (n)</i>	±94,6 ± 8,1 (32)	91,5 ± 7,7 (16)	97,6 ± 7,4 (16)
Potencia (W)	<i>media ± SD (n)</i>	262,7 ± 22,1 (32)	257,3 ± 24,5 (16)	268,1 ± 18,7 (16)
Torque (N·m)	<i>media ± SD (n)</i>	6,7 ± 0,5 (28)	6,6 ± 0,6 (15)	6,9 ± 0,4 (13)
Desarrollo (plato/piñón)	<i>media ± SD (n)</i>	3,46 ± 0,34 (32)	3,56 ± 0,37 (16)	3,37 ± 0,29 (16)
Tasa variación cadencia preferida	<i>media ± SD (n)</i>	21,0 ± 15,2 (32)	23,0 ± 15,2 (16)	19,0 ± 15,5 (16)
Pulso (ppm)	<i>media ± SD (n)</i>	171,3 ± 12,9 (33)	172,7 ± 14,4 (16)	169,8 ± 11,3 (15)

Tabla 7. Continuación

Estadio 9 (44km/h)				
Cadencia (rpm)	<i>media ± SD (n)</i>	95,5 ± 8,5 (33)	93,5 ± 9,2 (13)	97,2 ± 8,0 (16)
Potencia (W)	<i>media ± SD (n)</i>	309,6 ± 25,4 (33)	300,7 ± 27,5 (13)	316,9 ± 21,8 (16)
Torque (N·m)	<i>media ± SD (n)</i>	7,4 ± 0,6 (33)	7,2 ± 0,7 (12)	7,5 ± 0,4 (13)
Desarrollo (plato/piñón)	<i>media ± SD (n)</i>	3,64 ± 0,38 (33)	3,70 ± 0,50 (13)	3,60 ± 0,25 (16)
Tasa variación cadencia preferida	<i>media ± SD (n)</i>	24,1 ± 15,9 (33)	28,8 ± 15,3 (13)	20,1 ± 15,8 (15)
Pulso (ppm)	<i>media ± SD (n)</i>	178,1 ± 12,4 (33)	178,0 ± 13,3 (13)	178,1 ± 11,9 (15)
Estadio 10 (47km/h)				
Cadencia (rpm)	<i>media ± SD (n)</i>	96,5 ± 8,5 (23)	95,6 ± 8,3 (9)	97,1 ± 8,9 (14)
Potencia (W)	<i>media ± SD (n)</i>	345,7 ± 24,4 (23)	331,2 ± 24,6 (9)	355,0 ± 19,8 (14)
Torque (N·m)	<i>media ± SD (n)</i>	7,8 ± 0,5 (20)	7,6 ± 0,6 (9)	8,0 ± 0,4 (11)
Desarrollo (plato/piñón)	<i>media ± SD (n)</i>	3,84 ± 0,36 (23)	3,83 ± 0,45 (9)	3,84 ± 0,31 (14)
Tasa variación cadencia preferida	<i>media ± SD (n)</i>	20,8 ± 15,4 (23)	27,6 ± 13,3 (9)	16,4 ± 15,5 (14)
Pulso (ppm)	<i>media ± SD (n)</i>	182,4 ± 10,5 (23)	179,7 ± 9,0 (9)	184,2 ± 11,3 (14)

Tabla 7. Continuación

Tabla 8

Resultados descriptivos de las variables estudiadas. Estadio 11

Variable		N válido	Expertos
Estadio 11 (50km/h)			
Cadencia (rpm)	<i>media ± SD</i>	7	94,9 ± 5,3
Potencia (W)	<i>media ± SD</i>	7	399,1 ± 14,6
Torque (N·m)	<i>media ± SD</i>	6	8,5 ± 0,3
Desarrollo (plato/piñón)	<i>media ± SD</i>	7	4,13 ± 0,23
Tasa variación cadencia preferida	<i>media ± SD</i>	7	18,4 ± 13,1
Pulso (ppm)	<i>media ± SD</i>	7	190,6 ± 12,4

Tabla 9*Resultados descriptivos de las variables estudiadas. Estadio 12*

Variable	Expertos
Estadio 12 (53km/h)	
Cadencia (rpm)	95,1
Potencia (W)	430,2
Torque (N·m)	8,6
Desarrollo (plato/piñón)	4,41
Tasa variación cadencia preferida	17,6
Pulso (ppm)	203,9

3.1.1 USO DE LAS RELACIONES DE MARCHAS

Para el análisis descriptivo de los resultados obtenidos en relación con el número y relación de marchas utilizadas y grado de uso de las mismas, se ha tenido en cuenta el número de cambios realizados por cada ciclista, el número de dientes del piñón y el plato empleados, el instante del test en el que se ha realizado el cambio, el estadio y la velocidad de marcha en los que se realiza cada cambio de marchas y tiempo durante el cual se mantiene una misma relación de marchas.

A partir de los datos mencionados, se ha llevado a cabo un estudio descriptivo de las marchas utilizadas y su grado de uso. En primer lugar, de toda la muestra (tabla 10) y, a continuación, de los dos grupos de estudio (tablas 11 y 12). En todos los casos se han expuesto:

- Las relaciones de marcha utilizadas por la muestra,
- Sus correspondientes combinaciones de plato y piñón,
- El número de ciclistas que emplearon cada relación de marchas y, finalmente,
- El tiempo durante el cual se ha utilizado cada combinación de plato y piñón y cada relación de marchas.

En el caso de la muestra en general (tabla 10), se observa que la relación de marchas más utilizada fue 2,79, empleada por el 90,9% de la muestra, esto es, 30 ciclistas. De ellos, 20 emplearon la combinación 14x39 y 11 la combinación 19x53 (uno de ellos empleó ambas). Hay que tener en cuenta aquí que se pueden emplear diferentes combinaciones para un mismo desarrollo. Del mismo modo, si sumamos las relaciones

de marcha 2,29 y 2,30, que se obtienen con las combinaciones de piñón y plato 17x39 (24 individuos) y 23x53 (4), respectivamente, esta sería la segunda relación de marchas más utilizada, ya que la empleó el 84,8% (28 ciclistas). Tras estas, las más utilizadas son la relación 3,53, a partir de la combinación plato- piñón 15x53 (81,81% de la muestra, 27 individuos); y la relación 3,31, con 16x53 (78,78%, 26 hombres).

Por el contrario, las relaciones de marchas menos utilizadas fueron la relación 2,12 (25x53), empleada por dos de los participantes (6,06%), y la relación 1,70 (23x39), seleccionada por 3 participantes (9,09%). La única relación de marchas no utilizada por la muestra, de las 20 disponibles, fue la relación 1,56, que se obtiene combinando el piñón de 25 dientes y el plato de 39.

Tabla 10

Uso de las relaciones de marchas. Número y % de la muestra.

RELACIONES MÁS USADAS (frecuencia)					
	RELACIÓN	PIÑÓN	PLATO	Nº Ciclistas	% muestra
1º	3,53	15	53	27	81,81
2º	3,31	16	53	26	78,78
3º	2,29	17	39	24	72,72
4º	2,44	16	39	23	69,69
5º	2,79	14	39	20	60,60
6º	2,05	19	39	20	60,60
7º	2,60	15	39	20	60,60
8º	3,79	14	53	19	57,57
9º	4,08	13	53	17	51,51
10º	3,12	17	53	15	45,45
11º	3,00	13	39	13	39,39
12º	1,86	21	39	11	33,33
13º	2,79	19	53	11	33,33
14º	4,42	12	53	10	30,30
15º	2,52	21	53	7	21,21
16º	3,25	12	39	7	21,21
17º	2,30	23	53	4	12,12
18º	1,70	23	39	3	9,09
19º	2,12	25	53	2	6,06
20º	1,56	25	39	0	0

Del mismo modo, las relaciones más extremas (p.e. 23x39, 25x53, 23x53, 21x53, 13x39, 12x39) son las menos utilizadas, en favor de relaciones de marchas similares menos extremas.

Si se analiza el tiempo durante el cual se han utilizado las diferentes relaciones de marchas por la muestra (figura 33), es interesante observar que las relaciones de marchas más utilizadas en cuanto al tiempo se corresponden con una adecuada progresión matemática, siendo esta la evolución más suave en uso de desarrollos de menor a mayor, teniendo en cuenta el cociente de dicho desarrollo.

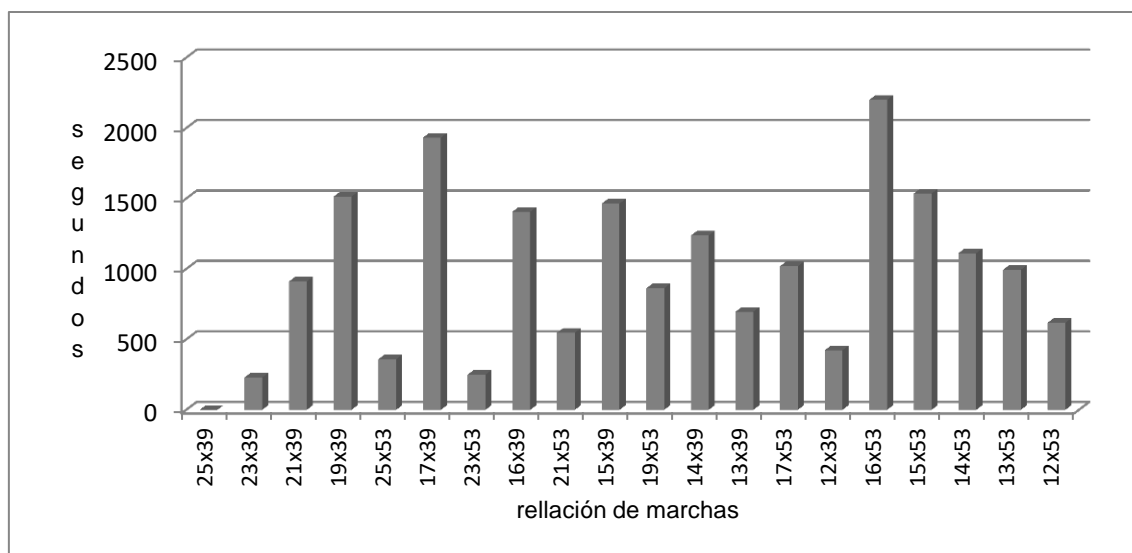


Figura 33. Tiempo de uso de cada relación de marchas.

Analizando la muestra por grupos de nivel el grupo de principiantes ha utilizado las siguientes relaciones de marchas:

Tabla 11*Uso de las relaciones de marchas. Número y % de la muestra. Grupo Principiantes*

RELACIONES MÁS USADAS (frecuencia) PRINCIPIANTES					
	RELACIÓN	PIÑÓN	PLATO	Nº Ciclistas	% muestra
1º	3,31	16	53	12	70,58
2º	2,44	16	39	12	70,58
3º	3,53	15	53	12	70,58
4º	2,60	15	39	11	64,70
5º	2,79	14	39	10	58,82
6º	2,29	17	39	10	58,82
7º	3,79	14	53	8	47,05
8º	2,05	19	39	8	47,05
9º	4,08	13	53	7	41,17
10º	3,12	17	53	7	41,17
11º	2,79	19	53	6	35,29
12º	3,00	13	39	5	29,41
13º	3,25	12	39	4	23,53
14º	4,42	12	53	4	23,53
15º	2,52	21	53	4	23,53
16º	1,86	21	39	2	11,76
17º	2,30	23	53	2	11,76
18º	2,12	25	53	2	11,76
19º	1,56	25	39	0	0
20º	1,70	23	39	0	0

En este grupo, todos los participantes, menos uno, aplicaron en algún instante del test la relación de marchas 2,79 (94% del grupo de principiantes, 16 ciclistas), siendo así también en este caso la más utilizada. Concretamente, un 58,8% de los principiantes utilizaron la combinación 14x39 y un 35,2% la combinación alternativa, 19x53. A continuación, 4 relaciones de marchas son utilizadas por un porcentaje idéntico de miembros de este grupo (70,5% - 12 individuos). Son la relación 3,31 (16x53), 2,44 (16x39), 3,53 (15x53) y la combinación de las relaciones 2,29 (17x39), empleada por el 58,8% (10 ciclistas) y 2,30 (23x53), seleccionada por 2 principiantes (11,76%). El resto de relaciones las emplea menos de la mitad de la muestra.

Entre las menos utilizadas están las relaciones de marchas 1,86 y 2,12, que se corresponden con las combinaciones 21x39 y 25x53, respectivamente, seleccionadas solamente por 2 personas (11,76%). Todo ello además de las relaciones 1,56 (25x39) y 1,70 (23x39), que no fueron utilizadas en absoluto por los principiantes participantes en este estudio.

Respecto al grado de uso de cada una de estas relaciones por parte de los principiantes, medido en función del tiempo, se observa más claramente en la figura 34:



Figura 34. Tiempo de uso de cada relación de marchas. Grupo principiantes

El grupo de expertos, por su parte, ha empleado las relaciones de marchas que se detallan en la tabla 12:

Tabla 12*Uso de las relaciones de marchas. Número y % de la muestra. Grupo expertos*

RELACIONES MÁS USADAS (frecuencia) EXPERTOS					
	RELACIÓN	PIÑÓN	PLATO	Nº Ciclistas	% muestra
1º	3,53	15	53	15	93,75
2º	2,29	17	39	14	87,50
3º	3,31	16	53	14	87,50
4º	2,05	19	39	12	75,00
5º	2,44	16	39	11	68,75
6º	3,79	14	53	11	68,75
7º	2,79	14	39	10	62,50
8º	4,08	13	53	10	62,50
9º	1,86	21	39	9	56,25
10º	2,60	15	39	9	56,25
11º	3,12	17	53	8	50,00
12º	3,00	13	39	8	50,00
13º	4,42	12	53	6	37,50
14º	2,79	19	53	5	31,25
15º	3,25	12	39	3	18,75
16º	1,70	23	39	3	18,75
17º	2,52	21	53	3	18,75
18º	2,30	23	53	2	12,50
19º	1,56	25	39	0	0,00
20º	2,12	25	53	0	0,00

Los valores en rojo se refieren a relaciones de marchas no utilizadas por la muestra

Como puede observarse, en este caso las relaciones más comunes son 3,53 y 2,79 las emplea el 93,75% (15 expertos), señalando que, de esta última, 10 voluntarios emplean la combinación 14x39 y 5 más la alternativa (19x53). No obstante, hay que tener en cuenta que, si se consideran las combinaciones 2,29 y 2,30 como una sola, esta es utilizada por la totalidad del grupo de expertos (17x39 (2,29), 14 ciclistas y 23x53 (2,30), 2 ciclistas, respectivamente). Seguidamente, la relación 3,31 (16x53) es empleada por 14 personas (87,5%) y la 2,05 (19x39), por 12 voluntarios del grupo de expertos (75%). Siguiendo este orden descendente, 11 expertos emplearon las relaciones 2,44 y 3,79 (68,75%), 10 hicieron lo propio con las relaciones de marcha 4,08 y 9 de ellos seleccionaron asimismo, en algún instante del test, las relaciones 1,86 y 2,6 (21x39 y 15x39, respectivamente).

Frente a ello, las relaciones de marchas menos utilizadas en el grupo de expertos fueron 3,25; 1,70 y 2,52 (12x39, 23x39 y 21x53, respectivamente), empleadas por 3 participantes de este grupo cada una de ellas. Las relaciones 1,56 (25x39) y 2,12 (25x53) no fueron empleadas por ningún miembro de este grupo (en rojo).

Al igual que se ha hecho con el grupo de principiantes y con la totalidad de la muestra, la figura 35 ilustra el grado de uso, por parte de los expertos, de las diferentes relaciones de marchas disponibles, expresado en términos de tiempo:

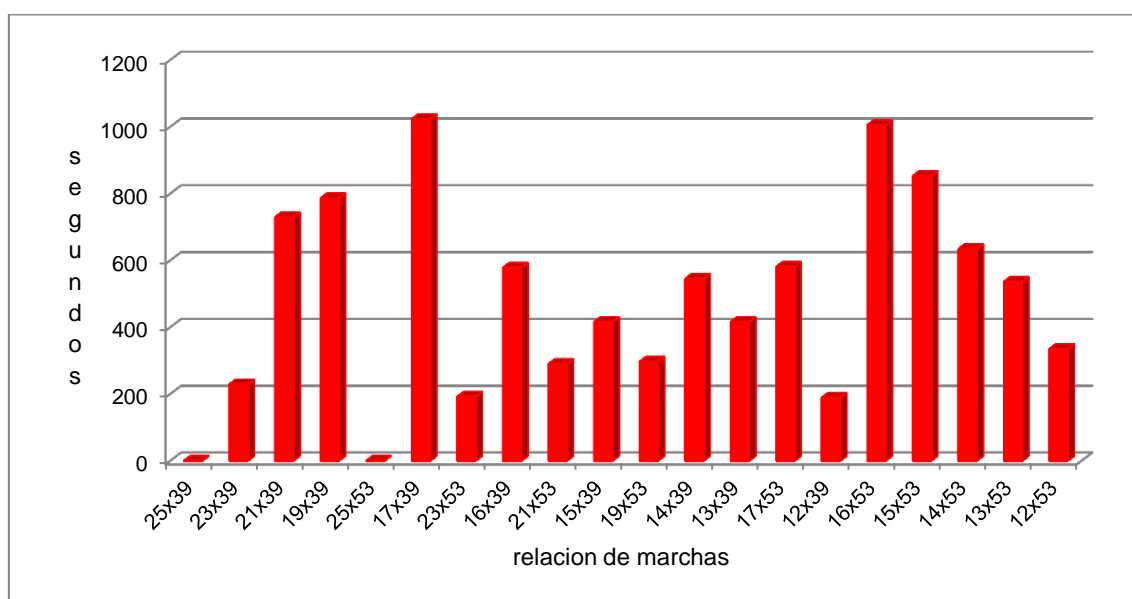


Figura 35. Tiempo de uso de cada relación de marchas. Grupo Expertos

3.1.2 EFECTOS DEL CAMBIO DE MARCHAS SOBRE LA CADENCIA DEL PEDALEO

En primer lugar, se expone una tabla con los datos descriptivos relativos de la cadencia antes y después del cambio de marchas.

Tabla 13

Cadencias medias por franjas antes y después de un cambio de marchas

	Franja 1 (de -20 a -15 s)	Franja 2 (de -15 a -10 s)	Franja 3 (de -10 a -5 s)	Franja 4 (de -5 a 0 s)	Franja 5 (de 0 a 5 s)	Franja 6 (de 5 a 10 s)	Franja 7 (de 10 a 15 s)	Franja 8 (de 15 a 20)	nº cambios
1		84,6	84,6	85,7	85,7	85,9	85,5	83,9	7
2	-	-	85,2	85,8	85,5	86,5	-	-	4
3	-	78,9	79,7	81,5	82,1	79,3	79,6	79,8	7
4	89,3	89,8	90,9	90,0	91,1	91,1	90,1	90,6	8
5	85,5	85,3	85,6	86,0	85,9	86,2	85,7	85,5	10
6	96,6	95,4	96,4	97,1	96,7	96,4	96,4	97,8	9
7	89,2	90,8	92,4	92,6	90,3	89,2	90,5	91,5	11
8	-	100,7	101,3	100,1	99,4	100,2	100,4	-	6
9	86,9	85,6	87,6	84,7	86,0	86,9	87,0	87,4	12
10	87,1	87,4	88,6	86,8	88,0	86,5	87,6	88,3	8
11	-	-	-	102,7	104,1	100,5	-	-	3
12	100,0	99,8	100,0	98,4	100,8	99,3	99,7	99,7	9
13	103,2	107,6	103,9	103,5	106,6	103,6	103,7	103,5	9
14	107,5	105,8	109,4	104,9	105,4	106,3	106,9	106,8	9
15	-	-	83,9	83,2	83,8	83,9	84,6	-	5
16	93,3	93,3	94,7	92,5	91,3	91,4	91,3	92,1	10
17	-	-	106,9	106,1	102,6	102,8	103,2	-	5
18	102,1	100,4	102,3	101,1	99,6	101,6	100,8	-	8
19	85	84,3	84,5	84,4	85,1	85,3	85,4	85,2	9
20	85,6	86,4	85,9	85,4	85,1	85,4	85,7	85,8	8
21	-	65,2	65,6	66,2	67,4	67,0	68,0	67,9	7
22	-	-	91,8	93,6	92,1	91,4	92,4	93,0	6
23	95,1	94,2	94,7	91,1	91,9	91,8	92,2	92,5	9
24	99,6	101,0	103,2	100,6	100,5	100,7	101,2	101,8	9
25	-	-	91,0	92,6	89,0	89,0	89,6	-	5
26	-	-	100,0	98,2	97,3	97,2	-	-	4
27	91,6	88,9	91,4	91,6	92,3	91,7	92,0	92,6	8
28	112,4	110,6	110,5	110,5	108,4	109,7	109,1	107,7	11
29	95,7	96,3	97,3	95,5	94,4	94,7	94,6	93,8	11
30	-	-	92,3	87,5	87,7	88,3	88,5	88,1	6
31	-	93,0	94,9	93,2	92,1	91,0	91,6	91,4	7
32	-	88,8	89,3	88,8	85,4	86,5	87,1	87,1	7
33	91,4	91,4	92,8	92,8	91,1	90,0	90,9	90,7	8

3.2 INFERENCIA ESTADÍSTICA

Para comenzar este apartado, se comprobó la normalidad de la muestra y la homogeneidad de las varianzas (tabla 15, pag. 82).

Con respecto a la cadencia, la prueba t- student mostró que la cadencia preferida fue de $83 \pm 9,87$ para los expertos y de $76,47 \pm 9,88$ para los principiantes, estando esta diferencia próxima a la significación estadística ($p = 0,06$). Por otro lado, los expertos

superaron un número de estadios significativamente superior ($p= 0,001$) en la realización del test que los principiantes. También se observó que el grupo de expertos realizó un número de cambios significativamente mayor que el grupo de principiantes ($p= 0,024$). Seguidamente se realizó un análisis de la varianza, aplicándose un modelo ANOVA Mixto, con el fin de observar la evolución y establecer diferencias, por un lado, entre las dos poblaciones dentro de un mismo estadio, en los diferentes estadios que componían el test (Efecto inter- sujetos). Por otro, entre los miembros de una misma población a lo largo de los diferentes estadios del test (Efecto intra- sujetos).

En este tipo de pruebas todos los ciclistas deben pasar por todas las condiciones -en este caso, estadios-, por lo tanto para el estadio del 1 a 7 se comparan todos los participantes, y por ejemplo para el nivel 10 solo aquellos que llegan al 10 o lo superan ($n= 23$). Más allá del estadio 9 la muestra se reduce notablemente, dificultando o impidiendo la comparación entre poblaciones e incluso entre miembros de una misma población entre sí. Así pues, se han llevado a cabo dos análisis: uno considerando 7 estadios y la totalidad de la muestra ($n= 33$ voluntarios), y un segundo análisis a 9 estadios, en el cual, aunque se pierde parte de la muestra (4 principiantes), nos permite comprobar si los resultados varían o no a altas intensidades, esto es, en estadios más avanzados del test.

Tabla 14

Muestra incluida para cada estadio del test

Estadio	N	Principiantes	Expertos
7	33	17	16
8	32	16	16
9	29	13	16
10	23	7	16
11	7	0	7
12	1	0	1

3.2.1 ESTUDIO DE LA EVOLUCIÓN DE LA CADENCIA EN LOS 7 PRIMEROS ESTADIOS

En este ANOVA se han utilizado los datos obtenidos en los 7 primeros estadios del test realizado, puesto que toda la muestra logró superar, al menos, estos 7 primeros

estadios. Ello nos permite realizar un análisis de la cadencia media utilizada por los 33 ciclistas que componen la muestra.

Antes de iniciar el análisis, se comprobaron los supuestos básicos de normalidad y de homogeneidad de varianzas, para el factor intra-sujetos, y los supuestos de esfericidad y homogeneidad de varianzas para el factor inter-sujetos.

Tabla 15

Prueba de normalidad

	Kolmogorov- Smirnov ^(a)	Shapiro-Wilk
	Sig.	Sig.
Cad. Media		
Estadio 1	,200*	,297*
Cad. Media		
Estadio 2	,200*	,952*
Cad. Media		
Estadio 3	,193*	,580*
Cad. Media		
Estadio 4	,200*	,232*
Cad. Media		
Estadio 5	,200*	,513*
Cad. Media		
Estadio 6	,105*	,041
Cad. Media		
Estadio 7	,200*	,460*
Cad. Media		
Estadio 8	,200*	,673*
Cad. Media		
Estadio 9	,200*	,361*

(*) Muestra normal ($p > 0,05$).
Corrección de la significación de Lilliefors

Si se observan los resultados del test de Shapiro- Wilk, que es el aplicable a muestras pequeñas, se cumple el supuesto de normalidad en todos los estadios excepto en el 6, ($p = 0,041$). No obstante, al tratarse de una muestra superior a 30 personas, puede considerarse una muestra grande y aplicar el test de Kolmogorov- Smirnov, según el cual se cumple el supuesto de normalidad en todos los casos. De cualquier modo, la violación del supuesto de normalidad en el estadio 6 utilizando la prueba de Shapiro- Wilk no afecta al ANOVA de medidas repetidas, en el sentido que no afecta al error de tipo I y, por tanto, es irrelevante en este estudio.

En cuanto al contraste de homogeneidad de varianzas, para el factor inter-sujetos es siempre satisfecho en todas las pruebas. La esfericidad mediante la prueba de Mauchly falla, tomándose la alternativa no paramétrica para la significación del contraste de este factor.

3.2.1.1 EFECTOS DE INTERACCIÓN DE LOS FACTORES GRUPO Y ESTADIO

No se encontraron efectos de interacción entre los factores grupo y estadio en este modelo ($p = 0,615$, $\eta^2 = 0,148$). Sin embargo, sí se observaron diferencias estadísticamente significativas según el factor estadio en todos los análisis realizados ($p < 0,001$, $\eta^2 = 0,856$). Por ello, a continuación se llevó a cabo el estudio de cada uno de estos factores por separado.

3.2.1.2 EVOLUCIÓN DE LA CADENCIA EN FUNCIÓN DEL ESTADIO

Se exponen aquí los resultados relativos al efecto del estadio para un mismo ciclista, igualmente tomando como variable dependiente la cadencia media durante el mismo. En primer lugar, se comprobó si se cumplía el supuesto de esfericidad ($p > 0,05$). En caso de incumplimiento, se optará por la prueba no paramétrica equivalente.

Como no se cumplió el supuesto de esfericidad ($p < 0,001$, Chi-cuadrado= 74,38 con 20 grados de libertad). Por tanto, se optó por usar un equivalente no paramétrico, en este caso Greenhouse- Geisser, por ser la prueba más conservadora de entre los estadísticos de mayor potencia, y se aplicó una corrección de los grados de libertad (GL) del test F.

Una vez realizadas estas pruebas, se observaron diferencias significativas entre los 7 estadios para la variable cadencia media ($F(3,256; 100,349) = 39,951$, $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,563$).

A continuación, se realizó también una comparación por pares de los valores de cadencia media obtenidos en cada estadio del test (tabla 16), teniendo en cuenta los primeros 7. Esto permite observar su evolución, y detectar diferencias entre estadios, esto es, entre diferentes niveles de intensidad. Se indican solamente valores medios de toda la muestra para cada estadio, puesto que no se han hallado diferencias significativas entre grupos.

Tabla 16

Comparaciones de cadencia entre estadios. Test a 7 estadios

(I) estadio7	(J) estadio7	Diferencia de medias (I-J)	Sig. ^b	95% IC para diferencia ^b	
				Lím. inferior	Lím. superior
1	2	-7,0 [*]	,000	- 9,5	- 4,5
	3	-10,5 [*]	,000	- 13,9	- 7,0
	4	-12,4 [*]	,000	- 16,9	- 8,0
	5	-13,5 [*]	,000	- 18,2	- 8,8
	6	-13,5 [*]	,000	- 18,2	- 8,8
	7	-15,0 [*]	,000	- 19,4	- 10,7
2	3	- 3,5 [*]	,002	-6,1	- ,9
	4	- 5,4 [*]	,002	-9,5	- 1,4
	5	- 6,5 [*]	,000	-10,7	- 2,2
	6	- 6,5 [*]	,000	-10,7	- 2,3
	7	- 8,0 [*]	,000	-12,3	- 3,8
3	7	- 4,5	0,55	-9,139	,1

Se basa en medias marginales estimadas

(*) La diferencia de medias es significativa en el nivel ,05.

b. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

Observando los resultados de cadencia media de cada estadio, y comparándolos entre sí, se han hallado diferencias significativas en los siguientes casos:

- Existen diferencias estadísticamente significativas entre la cadencia media del estadio 1 y la de todos los demás estadios. Así, la cadencia media del estadio 1 es de $78,7 \pm 1,4$ rpm, frente a una cadencia media de $85,7 \pm 1,5$ rpm en el estadio 2 ($p < 0,001$); $89,2 \pm 1,7$ rpm para el estadio 3 ($p < 0,001$) y $91,2 \pm 1,8$ rpm en el estadio 4 ($p < 0,001$). En el estadio 5 la muestra presentó una cadencia media de $92,2 \pm 1,8$ rpm ($p < 0,001$), en el estadio 6 de $92,2 \pm 1,6$ rpm ($p < 0,001$) y en el estadio 7 de $93,7 \pm 1,4$ rpm ($p < 0,001$).
- La cadencia media de la muestra en el estadio 2, cuyo valor es de $85,7 \pm 1,5$ rpm, presenta también diferencias significativas para esta variable en todos los demás estadios. Además de con el estadio 1 (ya señalado), presenta diferencias significativas con el estadio 3 ($89,2 \pm 1,7$ rpm, $p = 0,002$); con el estadio 4 ($91,2 \pm 1,8$ rpm, $p = 0,002$); el estadio 5 ($92,2 \pm 1,8$ rpm, $p < 0,001$), el 6 ($92,2 \pm 1,6$ rpm, $p < 0,001$) y el estadio 7 ($93,8 \pm 1,4$ rpm, $p < 0,001$).

- Asimismo, se aprecia una tendencia a la significatividad ($p = 0,055$) entre las diferencias existentes entre la cadencia media del estadio 3 ($89,2 \pm 1,7$ rpm) y la del estadio 7 ($93,7 \pm 1,4$ rpm).

3.2.1.3 EVOLUCIÓN DE LA CADENCIA EN FUNCIÓN DEL GRUPO DE ESTUDIO

Para analizar el efecto del grupo, se aplicó la prueba de Levene de homogeneidad de las varianzas, confirmándose esta característica ($p > 0,05$) para todos los estadios. Los resultados demostraron que existen diferencias significativas ($p = 0,03$; $F(1,31) = 3897,374$, $\eta^2 = 0,142$) en la cadencia media entre los grupos de estudio.

Comparando los datos de cadencia por pares en función del grupo, existen diferencias significativas entre las cadencias medias de principiantes y expertos en los tres primeros estadios. En el primero, el grupo principiantes mantuvo una cadencia de pedaleo un 11,13% inferior a la del grupo de expertos ($74,6 \pm 6,9$ rpm, frente a $82,9 \pm 9,5$ rpm ($p = 0,007$; IC 95% = $-14,3 / -2,5$)). En el estadio 2, la cadencia media del grupo principiantes fue un 10,43% inferior a la del grupo de expertos ($81,5 \pm 9,0$ rpm por $90,0 \pm 8,7$ rpm ($p = 0,01$; IC 95% = $-14,8 / -2,1$)). En el tercer estadio, la cadencia media del grupo principiantes resultó ser un 10,83% inferior a la del grupo expertos ($85,7 \pm 11,3$ rpm, frente a $92,8 \pm 8,2$ ($p = 0,049$; IC 95% = $-14,2 / -0,03$)).

Se observó también una tendencia a la significatividad en el estadio 6, en el que la cadencia media del grupo principiantes fue de $88,9 \pm 9,7$ rpm, un 10,42% inferior a la del grupo expertos ($95,5 \pm 9,2$ rpm ($p = 0,055$; IC 95% = $-13,3 / 0,1$)) y en el estadio 7, con unos valores de cadencia de $91,1 \pm 8,0$ rpm para principiantes y de $96,4 \pm 7,7$ rpm para expertos, un 10,58% menos ($p = 0,064$; IC 95% = $-10,8 / 0,3$).

Para finalizar, se incluye un gráfico que expresa la evolución de la cadencia por parte de ambos grupos, en los 7 primeros estadios (Figura 36):

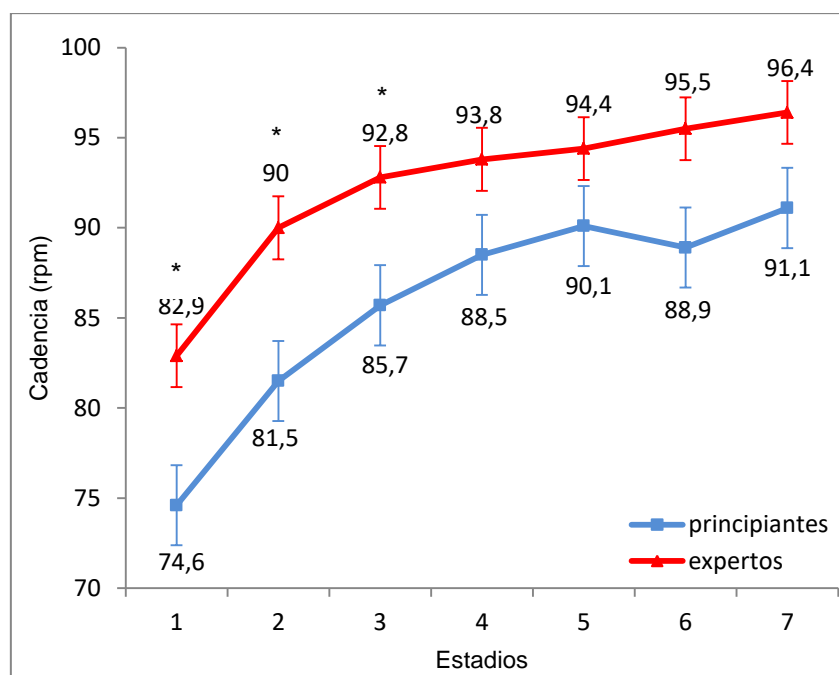


Figura 36. Comparación de la evolución de la cadencia en los dos grupos de estudio. Test a 7 estadios.
(*) Estadios en los que se producen diferencias significativas entre grupos

Finalizado este primer análisis, se repitió el mismo para 9 estadios, para observar si los resultados obtenidos varían cuando se consideran intensidades superiores.

3.2.2 ESTUDIO DE LA EVOLUCIÓN DE LA CADENCIA EN LOS 9 PRIMEROS ESTADIOS

En este segundo ANOVA mixto, se repitió el mismo análisis realizado en los dos casos anteriores, tomando esta vez como base 9 estadios. Pese a que se perdían 4 individuos de la muestra, del grupo principiantes, se ha considerado interesante realizar este test para observar la evolución de la variable cadencia en estadios avanzados, con un nivel de intensidad considerable. La muestra utilizada en este caso fue de 29 participantes (13 principiantes, 16 expertos).

Las condiciones de la muestra son las mismas que en los dos casos anteriores, en el sentido de la normalidad y homogeneidad de la muestra, y el fallo en la prueba de Mauchly.

3.2.2.1 EFECTOS DE INTERACCIÓN DE LOS FACTORES GRUPO Y ESTADIO

Tampoco aquí se hallaron efectos de interacción significativos entre los factores grupo y estadio ($p = 0,681$, $\eta^2 = 0,221$), si bien, tal y como ha sucedido en el análisis a 7 estadios, el efecto estadio es significativo en todos los casos ($p < 0,001$, $\eta^2 = 0,859$). Seguidamente, se estudian cada uno de estos factores por separado.

3.2.2.2 DIFERENCIAS EN FUNCIÓN DEL ESTADIO

Para observar los resultados relativos al efecto del estadio, y dado que tampoco en este caso se cumplió el supuesto de esfericidad (p -valor $< 0,001$, Chi cuadrado = 116,683, con 35 grados de libertad), se aplicó nuevamente la prueba no paramétrica de Greenhouse- Geisser para una corrección de los GL del test F. En dicha prueba, se aprecian, también en este caso, diferencias estadísticamente significativas entre estadios para la variable cadencia media ($F(3,597; 97,132) = 33,357$, $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,553$).

La tabla 20 ilustra la comparación por pares de los valores de cadencia en los diferentes estadios entre sí, para 9 estadios:

Tabla 17

Comparaciones de cadencia entre estadios. Test a 9 estadios

(I) estadio7	(J) estadio7	Diferencia de medias (I-J)	Sig. ^b	95% IC para diferencia ^b	
				Lím. inferior	Lím. superior
1	2	- 7,5*	,000	- 10,4	- 4,5
	3	-10,2*	,000	- 14,3	- 6,0
	4	- 12,2*	,000	- 17,6	- 6,7
	5	- 13,5*	,000	- 19,2	- 7,7
	6	- 14,0*	,000	- 19,6	- 8,5
	7	- 15,6*	,000	- 20,8	- 10,5
	8	- 16,4*	,000	- 22,2	- 10,6
	9	- 17,0*	,000	- 23,0	- 10,9
2	5	- 6,0*	,011	- 11,2	- ,9
	6	- 6,6*	,003	- 11,7	- 1,5
	7	- 8,2*	,000	- 13,2	- 3,2
	8	- 8,9*	,000	- 14,4	- 3,5
	9	- 9,5*	,000	- 15,2	- 3,9

3	7	- 5,5*	,020	- 10,5	- ,5
	8	- 6,2*	,009	- 11,5	- ,9
	9	- 6,8*	,005	- 12,3	- 1,4

Se basa en medias marginales estimadas

*. La diferencia de medias es significativa en el nivel ,05.

b. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

Tabla 17. Continuación

De los datos expuestos en la tabla 20, mostraron diferencias estadísticamente significativas los siguientes:

- La cadencia media del estadio 1 ($78,3 \pm 1,6$ rpm) presenta, como en los dos análisis previos, diferencias significativas con la de todos los demás estadios: el estadio 2, con una cadencia media de $85,8 \pm 1,7$ rpm; el estadio 3, cuyos valores de cadencia media son $88,5 \pm 1,9$ rpm, el estadio 4, en el que la cadencia media es de $90,5 \pm 1,9$ rpm, el 5 ($91,8 \pm 2,0$ rpm), el 6 ($92,4 \pm 1,8$ rpm), el estadio 7 ($94,0 \pm 1,6$ rpm), el 8 ($94,7 \pm 1,5$ rpm), y el estadio 9 ($95,3 \pm 1,6$ rpm), todos ellos con un p-valor < 0,001.
- La cadencia media del estadio 2 ($85,8 \pm 1,7$ rpm) presenta también diferencias significativas, además de con el Estadio 1, con el estadio 5 ($91,8 \pm 2,0$ rpm, $p = 0,011$), el estadio 6 ($92,4 \pm 1,8$, $p = 0,003$), el estadio 7 ($94,0 \pm 1,6$ rpm, $p < 0,001$), el 8 ($94,7 \pm 1,5$, $p < 0,001$) y el estadio 9 ($95,3 \pm 1,6$ rpm, $p < 0,001$). Además, aunque no se producen diferencias significativas, sí que se aprecia una tendencia a la significatividad entre la cadencia de estadio 2 y los estadios 3 ($p = 0,066$) y 4 ($p = 0,055$).
- El estadio 3, cuya cadencia media es $88,9 \pm 10,8$ rpm, presenta diferencias estadísticamente significativas, además de con el estadio 1, ya mencionado, con los estadios finales. Concretamente, con el estadio 7 ($94,0 \pm 1,6$ rpm, $p = 0,02$), el 8 ($94,7 \pm 1,5$ rpm, $p = 0,009$) y el estadio 9 ($95,3 \pm 1,6$ rpm, $p = 0,005$).

3.2.2.3 DIFERENCIAS EN FUNCIÓN DEL GRUPO

A continuación, se analizó el efecto del grupo, aplicando la prueba de Levene de homogeneidad de las varianzas, con la que se comprobó que en todos los casos se cumple la homogeneidad de las varianzas para la variable cadencia media ($p > 0,05$). También aquí se han hallado diferencias estadísticamente significativas en la cadencia media de los grupos de estudio ($F(1,27) = 3642,928$, $p = 0,039$, $\eta^2 = 0,148$).

En este análisis a 9 estadios aparecen de nuevo diferencias estadísticamente significativas entre las cadencias medias de cada grupo en los 3 estadios iniciales. En el Estadio 1, el grupo principiantes mostró una cadencia de $73,8 \pm 7,2$ rpm, un 11,23% menos que la del grupo de expertos, que en este estadio fue de $82,9 \pm 9,5$ rpm ($p = 0,008$, IC 95% = -15,7 / -9,2). En el estadio 2, la cadencia media del grupo principiantes fue de $81,6 \pm 9,9$ rpm, frente que la del grupo expertos, que fue de $90,0 \pm 8,7$ rpm, un 11,03% superior ($p = 0,023$, IC 95% = -15,4 / -8,3). En el tercer estadio, la cadencia media de los principiantes ($84,2 \pm 11,9$ rpm) fue un 11,02% que la de los expertos ($92,8 \pm 8,2$ rpm), con un $p = 0,030$ y unos IC 95% = -16,3 / -8,6. Sin embargo, no aparecen diferencias estadísticamente significativas entre grupos, en relación con la cadencia, en el resto de estadios en esta prueba ANOVA a 9 estadios.

A continuación se incluye el gráfico ilustrativo de la evolución de la cadencia en ambos grupos a lo largo de los 9 estadios estudiados (Figura 37).

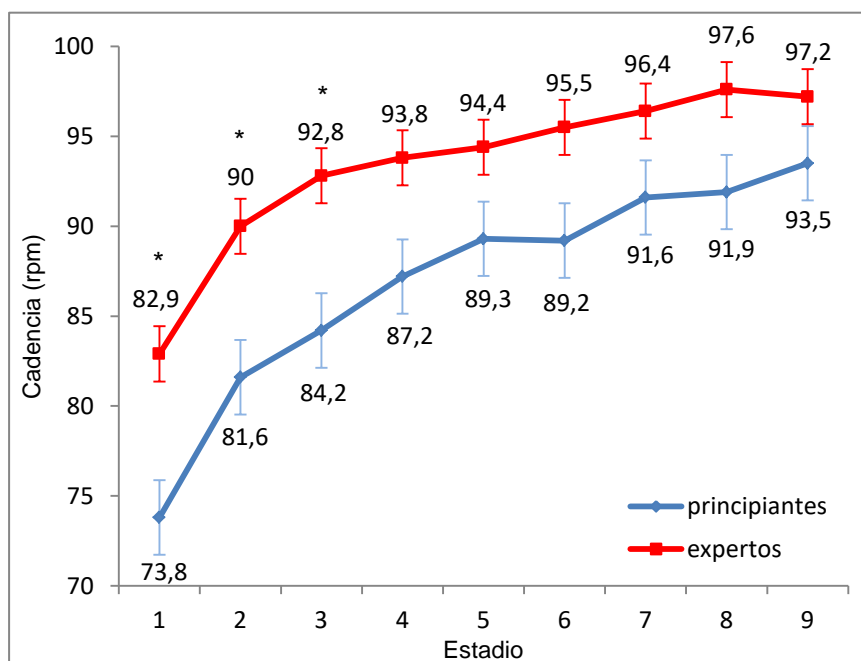


Figura 37. Comparación de la evolución de la cadencia en los dos grupos de estudio. Test a 9 estadios

3.3 EFECTOS DEL CAMBIO DE MARCHAS SOBRE LA CADENCIA DE PEDALEO

Se pretende aquí observar en qué medida se produce una alteración de la variable cadencia media cuando tiene lugar un cambio de marchas. En este caso, el experimento no determina la realización de cambios de marchas ni el número de

cambios a realizar, por lo que los cambios no son comparables ni es posible comparar cambios entre ciclistas, puesto que se producen en condiciones y situaciones diferentes. Por esta razón, se ha llevado a cabo únicamente un análisis intra- sujetos.

Concretamente, se ha realizado en este caso un ANOVA de medidas repetidas con la intención de detectar cambios significativos en la cadencia de pedaleo antes y después del cambio de marchas, en caso de que éstos se produzcan. Para ello, se analizó cada ciclista y su comportamiento en relación con la variable cadencia media en el transcurso de los cambios de marchas realizados. Dada la ausencia en la literatura de estudios de este tipo, se decidió analizar los 20 segundos previos a cada cambio y los 20 segundos posteriores, considerando para el análisis la cadencia media de franjas de tiempo de 5 segundos, a partir del promedio de todos los cambios realizados (Figura 39). Las cadencias medias de estas franjas de tiempo son las que se han utilizado para el análisis. En aquellos casos en los que se produce más de un cambio de marchas dentro de una misma de estas franjas de tiempo, el segundo cambio se ha obviado, considerándose como un solo cambio. Del mismo modo, los cambios de marcha efectuados poco antes de la finalización del test se han excluido, por no ser aptos para este análisis.

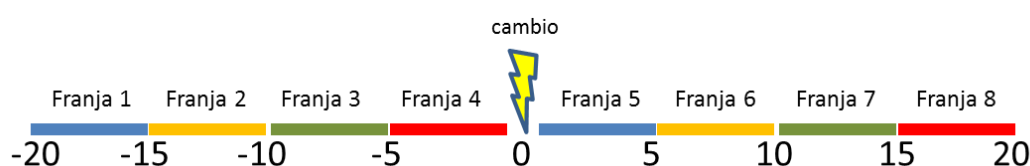


Figura 38. Esquema ilustrativo de las franjas de cadencia medidas antes y después de los cambios de marchas

Asimismo, es necesario señalar que, en los casos en los que el ciclista realizó menos de 8 cambios de marcha durante el test, y dado que no es posible, en estos casos, analizar 8 franjas de tiempo diferentes (no se pueden analizar más franjas de tiempo que cambios se han realizado), estas franjas de tiempo se han ido reduciendo por los extremos, intentando siempre priorizar las franjas de tiempo más próximas al instante de cambio de marchas, para poder observar de forma óptima la variabilidad de la cadencia antes y después del cambio.

Una vez obtenidos los resultados, se procedió a describir los resultados relativos al efecto intra-sujetos, tomando como variable dependiente la cadencia media para cada franja de tiempo en relación al cambio de marchas, y para cada ciclista, puesto que el momento del cambio no estaba determinado y, por tanto, no pueden establecerse comparaciones entre ciclistas. Ello nos permite conocer si existen diferencias significativas en la variable cadencia entre las diferentes franjas de tiempo medidas. Para ello, se comprobó la esfericidad de la muestra mediante la prueba de Mauchly. En aquellos casos en los que la esfericidad se cumplió, se aplicó la correspondiente prueba paramétrica. En los que no se cumplió, se aplicó la prueba no paramétrica de Greenhouse- Geisser.

Tras el tratamiento estadístico, sólo se hallaron diferencias estadísticamente significativas en uno de los componentes de la muestra, el ciclista 17 ($p = 0,014$). Además, el ciclista 28 arroja un valor muy próximo a la significatividad ($p = 0,053$).

Finalizadas las pruebas de efectos intra- sujetos, y al igual que se ha hecho en los análisis ANOVA mixto, se realizó una prueba de comparaciones por pares intra-sujetos para cada uno de los miembros de la muestra, con la intención de buscar diferencias significativas en la cadencia media de las diferentes franjas de tiempo analizadas en cada participante. Una vez realizadas estas comparaciones por pares, se hallaron algunas diferencias significativas puntuales. Concretamente, el ciclista 7 presentaba diferencias estadísticamente significativas en su cadencia entre la franja 4 ($92,6 \pm 0,8$ rpm) y la 5 ($90,2 \pm 0,7$ rpm), ($p = 0,021$) ; el ciclista 21, entre la cadencia de la franja 5 ($67,0 \pm 1,2$ rpm) y la de la franja 6 ($68,0 \pm 1,2$ rpm), ($p = 0,019$) ; el ciclista 28 presentaba diferencias significativas en su cadencia entre las franjas 4 ($110,5 \pm 1,1$ rpm) y 8 ($107,7 \pm 1,2$ rpm), ($p = 0,002$) ; el ciclista 29, entre la cadencia de la franja 4 ($95,5 \pm 0,7$ rpm) y la franja 8 ($93,8 \pm 0,9$ rpm), ($p = 0,049$) ; el ciclista 30 entre la cadencia de las franjas 1 ($92,3 \pm 2,6$ rpm) y 2 ($87,5 \pm 2,5$ rpm), ($p = 0,048$) y, finalmente, el ciclista 33, con diferencias significativas entre la cadencia de las franjas 2 ($91,4 \pm 0,8$ rpm) y 3 ($92,8 \pm 1,0$ rpm), ($p = 0,036$). En total, 6 casos de significatividad para un total de 1191 casos posibles. La tabla con la totalidad de los datos se incluye en el Apéndice C, y las tablas de comparaciones por pares de cada ciclista en el Apéndice D de esta Tesis Doctoral.

3.4 ESTUDIO DE CORRELACIONES Y DE REGRESIÓN

3.4.1 ESTUDIO DE CORRELACIONES

En el Apéndice E se muestran las correlaciones lineales que las diferentes variables estudiadas presentan entre sí en los diferentes estadios.

De las correlaciones lineales obtenidas, destacan la existente en todos los estadios entre las variables torque y potencia, así como entre desarrollo y cadencia.

La tabla incluida en el Apéndice E muestra una relación significativa entre las variables torque y potencia en todos los estadios del test ($p < 0,001$), con valores de r superiores a 0,95 a lo largo de todo el test y en casi todos los estadios en el entorno o por encima de 0,99.

Asimismo, el estudio de correlaciones indica una relación significativa entre las variables desarrollo y cadencia ($p < 0,001$ en los estadios 1 a 10 y $p = 0,007$ en el estadio 11), con valores de r superiores a 0,85, y por encima de 0,91 en los 7 primeros estadios.

Otras dos variables correlacionadas son la potencia y la velocidad. La relación entre estas dos variables es significativa en los cinco primeros estadios del test. Su correlación es de (R^2) 0,352 en el estadio 1 ($p = 0,045$); 0,543 en el estadio 2 ($p = 0,001$); y de 0,497 en el estadio 3 ($p = 0,003$); en el estadio 4 presentan una correlación de 0,398 ($p = 0,022$); y en el estadio 5 de 0,376 ($p = 0,031$).

El resto de correlaciones significativas halladas no se van a comentar por ser en todo caso puntuales, muy bajas o irrelevantes para este trabajo de Tesis.

3.4.2 ECUACIÓN DE REGRESIÓN

Para formular una ecuación de regresión que relacionase variables relevantes para el rendimiento, se comenzó con un estudio gráfico previo realizado para comprobar la linealidad en la relación entre las diferentes variables relevantes en este estudio. Se obtuvieron los resultados que se ilustran en la Figura 39:

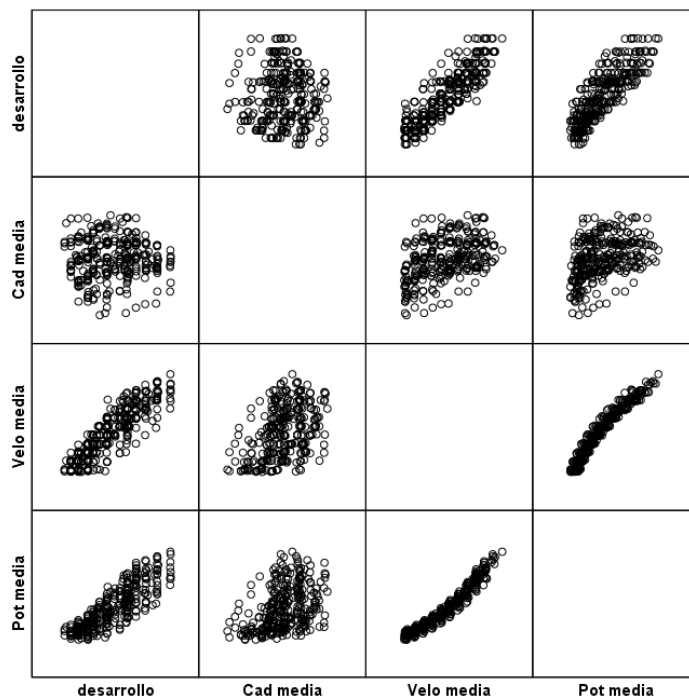


Figura 39. Gráfico de relaciones entre las diferentes variables a estudio

En la Figura 39 se aprecia que la variable desarrollo presenta una relación lineal positiva con las variables potencia y velocidad, aunque en su relación con la potencia presenta una ligera curvatura. En la gráfica que relaciona las variables desarrollo y cadencia se observa que los puntos están más dispersos.

Para conseguir linealizar las gráficas que implican a la variable potencia, se aplica una transformación, en este caso, la raíz cuadrada de la potencia. Los efectos de esta transformación se aprecian en el siguiente gráfico (Figura 40) en el que, en comparación con el anterior (Figura 39) se aprecia claramente una tendencia lineal en su relación con las variables velocidad y desarrollo:

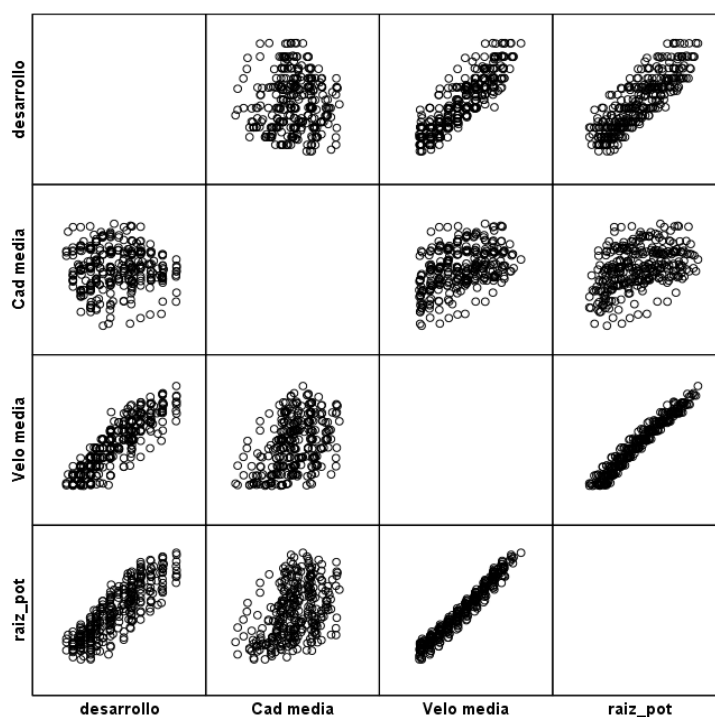


Figura 40. Gráfico de relaciones entre las diferentes variables incluyendo raíz de potencia

A partir de aquí, para obtener la ecuación de regresión, se utilizó un modelo de regresión lineal ajustado mediante el criterio de información de Akaike (AIC) hacia atrás, para obtener un modelo verosímil y con un número reducido de parámetros. Dado que la potencia está altamente correlacionada con la velocidad y, que ambas variables son colineales y explican prácticamente la misma cantidad de variabilidad, se ha elegido para la ecuación la variable velocidad, por ser más accesible que la potencia para la población general y facilitar el uso de dicha ecuación. En todo caso, la potencia puede conocerse hoy en día si se dispone de un potenciómetro.

La ecuación de regresión lineal múltiple mostró la existencia de una relación entre las variables empleadas que se explica con la siguiente ecuación:

$$D: 2,856 - 0,0308\omega + 0,0853V + \text{error}$$

Donde D es el desarrollo a seleccionar en función de las variables ω (cadencia utilizada por el ciclista) y V (velocidad de marcha).

Los detalles de dicha ecuación se incluyen en la tabla 18:

Tabla 18

Valores para el ajuste del modelo de regresión lineal múltiple

Variables	Estimación de parámetros	IC 95% del parámetro	
Constante	2,856	2,712	3,000
Cadencia media	-0,0308	-0,0326	-0,0290
Velocidad media	0,0853	0,0831	0,087

El estadístico de contraste de bondad de ajuste del modelo es $F(2,320) = 3119$, $p < 0,001$, lo cual indica que existe un modelo válido. El coeficiente de determinación ajustado fue de (R^2) 0,9509, lo cual indica el porcentaje de variabilidad explicada.

3.4.2.1 DIAGNÓSTICO DEL MODELO

Una vez ajustado el modelo de regresión lineal múltiple, se comprobaron las hipótesis básicas del mismo. Para ello, se comprobaron la homogeneidad y normalidad de los residuos, así como la incorrelación de los mismos. La homogeneidad se comprobó porque los valores estaban centrados en cero y dispersos, sin presentar tendencia. Por el mismo motivo se asumió varianza constante. Asimismo, se comprobó la normalidad de los residuos porque los datos se hallaban bajo la curva normal, con valores entre -2 y 2. La incorrelación de los residuos se comprobó porque los datos no presentan estructura, y se encuentran en torno a cero.

Finalmente, y a modo de ejemplo, se exponen unas tablas (19 y 20) que relacionan todas las variables implicadas en el modelo, y que ofrecen diferentes combinaciones de las mismas para la obtención de una amplia gama de desarrollos. No son todos, pero permiten visualizar la potencialidad y facilidad de uso del modelo. Conviene recordar que el modelo propuesto es válido sólo dentro del rango establecido por los valores máximo y mínimo obtenidos en este estudio para cada variable dependiente (Apéndice F). Por ello, aunque el modelo no discrimina en función del grupo, se incluye una tabla para cada uno de los grupos, puesto que los rangos mencionados son diferentes para cada grupo.

Tabla 19

Cálculo del desarrollo idóneo a partir de las variables Velocidad y Cadencia. Principiantes

		Cadencia (rpm)													
		62	66	70	74	78	82	86	90	95	98	102	106	110	112
Velocidad (km/h)	20	2.65	2.53	2.41	2.28	2.16	2.04	1.91	1.79	1.64	1.54	1.42	1.30	1.17	1.11
	23	2.91	2.79	2.66	2.54	2.42	2.29	2.17	2.05	1.89	1.80	1.68	1.55	1.43	1.37
	26	3.16	3.04	2.92	2.79	2.67	2.55	2.43	2.30	2.15	2.06	1.93	1.81	1.69	1.62
	29	3.42	3.30	3.17	3.05	2.93	2.80	2.68	2.56	2.40	2.31	2.19	2.06	1.94	1.88
	32	3.68	3.55	3.43	3.31	3.18	3.06	2.94	2.81	2.66	2.57	2.44	2.32	2.20	2.14
	35	3.93	3.81	3.69	3.56	3.44	3.32	3.19	3.07	2.92	2.82	2.70	2.58	2.45	2.39
	38	4.19	4.06	3.94	3.82	3.70	3.57	3.45	3.33	3.17	3.08	2.96	2.83	2.71	2.65
	41	4.44	4.32	4.20	4.07	3.95	3.83	3.70	3.58	3.43	3.33	3.21	3.09	2.97	2.90
	44	4.70	4.58	4.45	4.33	4.21	4.08	3.96	3.84	3.68	3.59	3.47	3.34	3.22	3.16
	47	4.96	4.83	4.71	4.59	4.46	4.34	4.22	4.09	3.94	3.85	3.72	3.60	3.48	3.42

NOTA: Desarrollos recomendados para una cadencia y velocidad dados. En negro, combinaciones reales. En color claro, combinaciones excluidas por ser inexistentes o situarse fuera del rango establecido para principiantes en este estudio.

Tabla 20

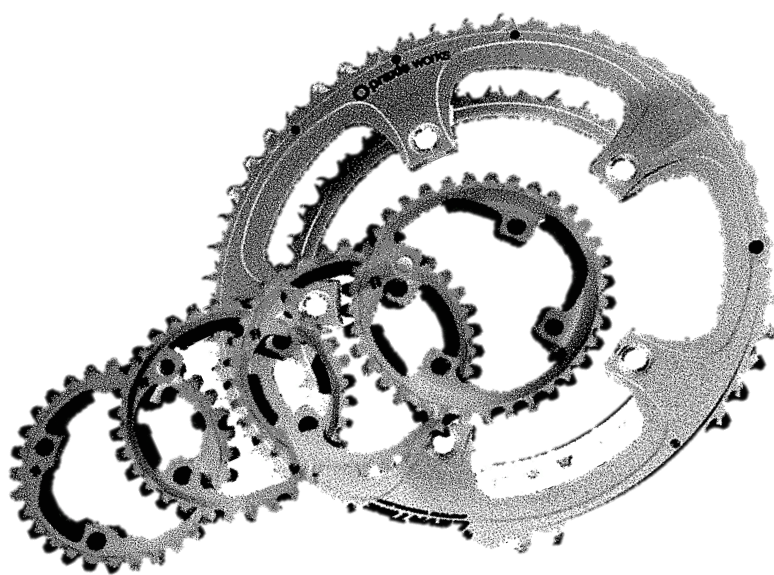
Cálculo del desarrollo idóneo a partir de las variables Velocidad y Cadencia. Expertos

		Cadencia (rpm)											
		70	75	78	82	86	90	95	98	102	106	110	112
Velocidad (km/h)	20	2.41	2.25	2.16	2.04	1.91	1.79	1.64	1.54	1.42	1.30	1.17	1.11
	23	2.66	2.51	2.42	2.29	2.17	2.05	1.89	1.80	1.68	1.55	1.43	1.37
	26	2.92	2.76	2.67	2.55	2.43	2.30	2.15	2.06	1.93	1.81	1.69	1.62
	29	3.17	3.02	2.93	2.80	2.68	2.56	2.40	2.31	2.19	2.06	1.94	1.88
	32	3.43	3.28	3.18	3.06	2.94	2.81	2.66	2.57	2.44	2.32	2.20	2.14
	35	3.69	3.53	3.44	3.32	3.19	3.07	2.92	2.82	2.70	2.58	2.45	2.39
	38	3.94	3.79	3.70	3.57	3.45	3.33	3.17	3.08	2.96	2.83	2.71	2.65
	41	4.20	4.04	3.95	3.83	3.70	3.58	3.43	3.33	3.21	3.09	2.97	2.90
	44	4.45	4.30	4.21	4.08	3.96	3.84	3.68	3.59	3.47	3.34	3.22	3.16
	47	4.71	4.56	4.46	4.34	4.22	4.09	3.94	3.85	3.72	3.60	3.48	3.42
	50	4.97	4.81	4.72	4.60	4.47	4.35	4.20	4.10	3.98	3.86	3.73	3.67
	53	5.22	5.07	4.97	4.85	4.73	4.60	4.45	4.36	4.24	4.11	3.99	3.93

NOTA: Desarrollos recomendados para una cadencia y velocidad dados. En negro, combinaciones reales. En color claro, combinaciones excluidas por ser inexistentes o situarse fuera del rango establecido para expertos en este estudio.

En las tablas 19 y 20, los valores en negro indican la relación de marchas idónea para una velocidad (Km/h) y una cadencia (rpm) determinadas. Los valores en color no son relaciones válidas, bien porque no son reales, bien porque se encuentran fuera el rango máximo- mínimo del modelo.

DISCUSIÓN



4. DISCUSIÓN

4.1 RELACIONES DE MARCHAS

Algunos autores (Cho et al., 1999; Crouch, 2004; Weaver et al., 2009) han sugerido que el número de combinaciones que ofrecen las bicicletas actualmente puede ser excesivo, y refieren la existencia de combinaciones infrautilizadas o no utilizadas, e incluso posibles redundancias entre varias combinaciones. Los resultados obtenidos en este trabajo de Tesis no concuerdan con estas consideraciones. En este caso, todas las combinaciones, salvo el mínimo desarrollo posible, han sido utilizadas por la muestra en algún instante del test. Evidentemente, las combinaciones más utilizadas han sido las centrales, que se emplean necesariamente en un test incremental en llano o en rodillo, y que implican combinaciones con coronas entre 17 y 13 dientes, como indica la tabla 10. Concretamente, las relaciones más empleadas fueron 2,79 (14 x 39 / 19 x 53), 3,53 (15 x 53) y 3,31 (16 x 53). En la citada tabla, se observa que más de la mitad de la muestra utilizó más de 9 desarrollos diferentes, lo que ilustra la variedad de desarrollos empleados. Por otro lado, los desarrollos menores y más extremos han sido los menos utilizados, lo cual parece razonable, por un lado, teniendo en cuenta las características del test realizado (en rodillo, pendiente estimada del 1%), y por otro lado, que implican un estrés mecánico mayor que otras combinaciones similares, que requieren menor trabajo del desviador y otros elementos de la bicicleta. Sin embargo, no parece sensato prescindir de los desarrollos más bajos, que sin duda se utilizarán en situación real de práctica cuando la carretera alcance desniveles significativos.

Si se analiza el tiempo total de uso de cada una de las relaciones de marchas, puede apreciarse que la muestra en general siguió un patrón esperable con la progresión en los desarrollos disponibles, tanto matemática, entendiendo como tal la progresión más suave desde el desarrollo más bajo hasta el mayor, como mecánica, en la cual el ciclista cambia al plato grande al llegar al piñón de 15 dientes en lugar del de 13, que es el caso de la matemática, para subir sólo 3 piñones al cambiar de plato. Así, la muestra utilizó mayoritariamente el plato pequeño (39 dientes) hasta llegar al piñón de 15 dientes. A partir de aquí, se plantearon diferentes estrategias. Algunos participantes cambiaron a plato grande y subieron al piñón de 19 dientes y otros continuaron con el plato pequeño hasta la corona de 14 o 13 dientes, instante en el que cambiaron a plato grande. Ambas estrategias, como se ha dicho, son coherentes tanto matemática como

mecánicamente, por lo que puede afirmarse que la muestra gestionó adecuadamente las relaciones de marchas disponibles, siguiendo una progresión suave y evitando saltos excesivos de piñones.

Analizando las relaciones de marcha empleadas por cada grupo por separado, se aprecia que tanto las más como las menos utilizadas lo han sido en ambos grupos (tablas 11 y 12). Así, cuatro de las cinco relaciones más utilizadas en ambos casos fueron 3,31, 2,79, 2,44 y 3,53, mientras que 4 de las 5 menos utilizadas fueron 1,70, 1,56, 2,12 y 2,52 en ambos grupos, que corresponden lógicamente con los desarrollos más extremos.

Como diferencia fundamental entre grupos, cabe señalar que los expertos realizaron un uso más igualitario de un mayor número de combinaciones de marchas, lo cual puede relacionarse, en un test de este tipo, con una progresión más suave desde las relaciones menores a las mayores. Así, el 50% del grupo de expertos utilizó hasta 12 relaciones diferentes, frente a 6 en el caso del mismo porcentaje del grupo de principiantes.

Por lo demás, cada participante empleó una estrategia de uso y progresión de los cambios de marcha disponibles muy diferenciada. En la literatura se sugiere que esto puede estar asociado al tipo de fibras musculares predominantes en cada ciclista, que condiciona sus preferencias en cuanto a elección de desarrollo y cadencia (Coyle et al., 1992, Hansen y Sjogaard, 2007; Mogensen et al., 2006).

Así pues, y según los resultados obtenidos, no es posible afirmar la conveniencia de una reducción de las combinaciones de marchas disponibles, tal y como sugerían los estudios citados al inicio de este apartado. Al menos en bicicletas orientadas al rendimiento deportivo en ciclismo, ya que, aunque sería posible montar un número más reducido de combinaciones, el cambio de una relación de marchas a otra podría ser demasiado brusco y afectar al rendimiento. Este matiz es importante, ya que dichos estudios están orientados a bicicletas de uso recreacional y para el transporte individual, no al ámbito deportivo. En todo caso, es importante conocer las características del terreno en que se va a trabajar para hacer una elección idónea de las relaciones de marchas disponibles.

4.2 EVOLUCIÓN DE LA CADENCIA

Inicialmente el estudio de la cadencia se planteó para caracterizar la evolución de las diferentes variables implicadas en el pedaleo durante el test realizado, y observar las principales diferencias entre principiantes y expertos. Sin embargo, tal como avanzaba el estudio se convirtió en la variable central, puesto que es la variable estudiada que ha presentado mayores diferencias entre grupos.

En la literatura relativa al estudio de la cadencia, se establece de forma bastante sólida que los ciclistas eligen espontáneamente cadencias en torno a las 90 rpm (Ansley y Cangle, 2009; Brisswalter et al., 2000; Coast y Welch, 1985, 1986; Leirdal y Ettema, 2009; Lucía et al., 2001; Marsh et al., 2000; Marsh y Martin, 1993, 1997; Sarre et al., 2003; Sassi et al., 2009; Takaishi et al., 1994, 1996, 1998). Aunque desde un punto de vista estrictamente metabólico, las cadencias más económicas oscilan entre las 50 y las 80 rpm (Denadai et al., 2005; Dickinson, 1929; Gaesser and Brooks, 1975; Garry y Wishart, 1931; Marsh et al., 2000; Seabury et al., 1977; Suzuki, 1979; Argentin et al., 2006; Chavarren y Calbet, 1999; Coast y Welch, 1985, 1986; Foss y Hallen, 2004, 2005; Hansen et al., 2002b; Leirdal y Ettema, 2009; Lucía et al., 2001; Marsh et al., 2000a, b; Marsh y Martin, 1997; Samozino et al., 2006; Sassi et al., 2009; Umberger et al., 2006), cadencias superiores han demostrado ser idóneas desde otros muchos puntos de vista, tales como la activación muscular (Lucía et al., 2004), la eficiencia a potencias de trabajo altas (Foss y Hallen, 2004; Lucía et al., 2001, 2004; Marsh y Martin, 1997; Samozino et al., 2006; Zoladz et al., 2000), la mecánica del pedaleo (Li, 2004; Marsh et al., 2000b), la biomecánica (Candotti et al., 2007; Dantas et al., 2009; Lucía et al., 2001; Neptune et al., 1997; Takaishi et al., 1998), la hemodinámica (Takaishi et al., 2002), el consumo de oxígeno (Coast y Welch, 1985; Marsh et al., 2000 a, b), la respuesta neuromuscular (MacIntosh et al., 2000; Sarre et al., 2003, 2005; Takaishi et al., 1996; Vercruyssen y Brisswalter, 2010; Neptune y Hull, 1999; Patterson y Moreno, 1990; Sanderson, 1991), el rendimiento deportivo en ciclismo (Foss y Hallen, 2005; Watson y Swensen, 2006) o incluso aspectos como el consumo energético, el estrés neuromuscular, la resistencia a la fatiga, la economía o el confort (Abbiss et al., 2009; Bieuzen et al., 2007; Foss y Hallen, 2005, Patterson y Moreno, 1990). Todos estos beneficios parecen compensar los inconvenientes de carácter metabólico que implica el mantenimiento de cadencias altas.

En el presente estudio se observa que tal como aumenta la carga de trabajo, la cadencia aumenta hasta llegar a unas 90 rpm, para estabilizarse en ese rango aunque la carga siga aumentando. Todo ello independientemente del nivel de rendimiento (tablas 7, 8 y 9). Así en los dos primeros estadios del test (tabla 7), las cadencias medias fueron sensiblemente inferiores al resto de estadios en ambos grupos ($78,6 \pm 9,2$ rpm y $85,6 \pm 9,7$ rpm, respectivamente). Parece que cuando las velocidades e intensidades a mantener son relativamente bajas, la muestra tiende a mantener una cadencia orientada al ahorro de metabólico. Sin embargo, cuando la intensidad aumenta, todos los participantes tienden a situarse en cadencias en torno las 90 rpm, tal como indica la literatura citada en el párrafo anterior.

A continuación se discuten los resultados obtenidos respecto a la evolución de la cadencia media en función del nivel de rendimiento y la intensidad de trabajo. Hay que destacar que no se ha hallado en la literatura estudios de este tipo. Por consiguiente, los resultados obtenidos suponen una información novedosa en relación con la cadencia para ejercicios en llano o en rodillo. En todo caso, esta información deberá ser contrastada en futuros trabajos, con muestras de diferentes características, y en contextos y situaciones variadas.

4.2.1 EFECTOS DE INTERACCIÓN DE LOS FACTORES GRUPO Y ESTADIO

En el estudio de los 7 primeros estadios del test realizado, las pruebas multivariante indican que las diferencias en la variable cadencia son significativas entre estadios, pero no hay un efecto combinado de los factores grupo y el estadio. Lo mismo ocurre en el ANOVA a 9 estadios, de modo que se puede descartar cualquier efecto significativo de la combinación de estos dos efectos. Por ello, se procede a continuación al estudio de estos dos efectos por separado.

4.2.2 EVOLUCIÓN DE LA CADENCIA EN FUNCIÓN DEL ESTADIO

En el ANOVA mixto a 7 estadios, las diferencias en función del estadio para la variable cadencia media resultaron ser significativas por la prueba de Greenhouse- Heisser ($p < 0,001$). Concretamente, la variabilidad de la cadencia se explica en un 56,3% por el factor estadio.

En el ANOVA mixto a 9 estadios vuelven a aparecer diferencias estadísticamente significativas entre estadios para la variable cadencia media ($p < 0,001$). El porcentaje

de variabilidad de la cadencia que se explica por el factor estadio en este caso es del 55,3%, muy similar a la prueba anterior. Parece ser éste un dato bastante consistente, que permite afirmar que alrededor del 55% de la variabilidad de la cadencia se explica por el factor estadio, con independencia de considerar otros factores.

Para poder comparar y buscar diferencias entre las cadencias medias de los diferentes estadios, se llevaron a cabo comparaciones por pares. En el ANOVA a 7 estadios se observaron diferencias significativas entre la cadencia media mantenida por la muestra en los dos primeros estadios y la de todos los demás. Sin embargo, a partir del estadio 3 no se produjo significatividad entre estas diferencias. Probablemente, esto sea debido a que el test se inició a velocidades muy bajas, de modo que los ciclistas, ante la poca exigencia durante estos dos primeros estadios, redujeron su cadencia a niveles situados por debajo o en el entorno de las 80 rpm, reconocidas ampliamente en la literatura (Argentin et al., 2006; Chavarren y Calbet, 1999; Coast y Welch, 1985, 1986; Foss y Hallen 2004, 2005; Hansen et al., 2002b; Leirdal y Ettema, 2009; Lucía et al., 2001; Marsh et al., 2000a, b; Marsh y Martin, 1997; Samozino et al., 2006; Sassi et al., 2009; Umberger et al., 2006) como cadencias metabólicamente más eficientes. Sin embargo, cuando la intensidad aumentó, los ciclistas incrementaron espontáneamente la cadencia hasta situarse en el entorno de las 90 rpm, rango de cadencia que ha demostrado llevar aparejados numerosos beneficios de carácter tanto fisiológico como biomecánico, como ya se ha señalado al inicio de este apartado. Cuando se alcanzan cadencias del entorno de las 90 rpm, esta variable varía ya poco, manteniéndose estable durante todo el test, a pesar del aumento de la intensidad.

En el ANOVA a 9 estadios se repitieron las diferencias estadísticamente significativas en las comparaciones por pares de estadios para la variable cadencia media entre el primer estadio y todos los demás (tabla 17). La del estadio 2 es significativamente diferente de la de los estadios 5 al 9, pero no de la de los estadios 3 y 4, aunque por muy poco ($p = 0,066$ y $p = 0,055$, respectivamente). Ello probablemente se debe a que la cadencia media de los ciclistas principiantes incluidos en este ANOVA fue ligeramente superior en el estadio 2 y ligeramente inferior en los estadios 3 y 4. Esto confirma lo apuntado anteriormente, por un lado, respecto a que la cadencia en los estadios iniciales es significativamente más baja que la del resto, probablemente debido a la baja velocidad de inicio. Por otra parte, se observaron diferencias estadísticamente significativas de la cadencia media del estadio 3 con las de los estadios finales 7, 8 y 9. Esta circunstancia que parece indicar que, en los estadios

más avanzados del test, esto es, cuando se alcanza un determinado nivel de intensidad, los ciclistas buscan aumentar su producción de potencia (PO) en base a aumentos en su cadencia. De ahí que las cadencias en estadios avanzados se sitúen en torno a las 95 rpm de media, incluso por encima, sin superar, eso sí, las 100 rpm, un nivel de cadencia que se ha vinculado a niveles de acidosis perjudiciales para el rendimiento (Zoladz et al., 2000).

4.2.3 EVOLUCIÓN DE LA CADENCIA EN FUNCIÓN DEL GRUPO

Respecto a la influencia que sobre la cadencia tiene la pertenencia a un grupo de estudio u otro, el ANOVA a 7 estadios arroja **diferencias estadísticamente significativas entre la cadencia de ambos grupos de estudio** ($p = 0,03$). Concretamente, los ciclistas expertos utilizaron cadencias significativamente más altas que los principiantes, lo cual concuerda con lo expuesto por otros estudios como el de Marsh y Martin (1997), en el que los ciclistas expertos seleccionaban cadencias más elevadas que los principiantes para un mismo nivel de intensidad, o el de Bieuzen et al. (2007), que afirman que los ciclistas con mayor nivel de entrenamiento de resistencia tienen a elegir cadencias más altas. Consideraciones similares se realizan también en otros estudios (Coast y Welch, 1985; Hagberg et al., 1981; Martin, 1997). Así pues, la pertenencia al grupo de principiantes o al de expertos parece tener influencia sobre la cadencia elegida en el test. En este estudio, concretamente un **14,2% de la variabilidad de la cadencia se explica por el factor grupo**. Puede parecer un porcentaje bajo, pero sin duda se trata de una primera información a este respecto, que puede resultar útil por sí sola o en combinación con información relativa a otras variables.

En el ANOVA mixto a 9 estadios se confirmaron las diferencias de cadencia estadísticamente significativas entre grupos ($p = 0,039$). Sin embargo, el porcentaje que explica la cadencia por la pertenencia a uno u otro grupo vuelve a ser bajo y similar al de la prueba a 7 (14,8% vs 14,2%), lo cual confirma que se trata de unos resultados poco consistentes que, en todo caso, **no permiten formular afirmaciones sólidas sobre la variabilidad de la cadencia en relación** al grupo y la intensidad de la tarea realizada.

En las comparaciones de la variable cadencia media por pares en función del grupo del ANOVA a 7 estadios, se observa que existen **diferencias significativas en los tres primeros estadios**. Esto puede deberse al hecho de que, como se ha visto en los descriptivos, los **principiantes seleccionaron cadencias más bajas y desarrollos más**

elevados que los expertos. Este aspecto se acentúa especialmente en los primeros estadios del test, puesto que parece que, **cuando la intensidad aumenta, todos** los ciclistas, independientemente del grupo al que pertenecen, **buscan intuitivamente cadencias en torno a las 90 rpm**. Por otro lado, existe una tendencia a la significatividad en las diferencias existentes entre las cadencias medias de ambos grupos en los estadios 6 y 7 en esta prueba, ya que los principiantes permanecieron en estos niveles de intensidad en torno a las 90 rpm, y los expertos, sin embargo, se situaron en cadencias por encima de las 95 rpm. Esto puede indicar también que, a intensidades elevadas, los expertos alcanzan las potencias deseadas aumentando su cadencia, comportamiento que no se da en principiantes.

En el ANOVA a 9 estadios se ratificaron las diferencias significativas de cadencia debidas al factor grupo en los tres primeros estadios, consecuencia del uso de mayores tasas de cadencia por parte de los ciclistas expertos. Sin embargo, no se dieron diferencias significativas entre los dos grupos en los estadios avanzados del test. Hay que tener aquí en cuenta la exclusión de cuatro miembros del grupo principiantes, que no llegaron al Estadio 9. En este sentido puede apuntarse que los principiantes que llegaron a estadios avanzados del test utilizaron cadencias más altas pero no significativamente diferentes a las de los expertos. No obstante, no se dispone de evidencia suficiente para apuntar relaciones causa-efecto, esto es, para afirmar que el mantenimiento de cadencias más altas influya en alguna medida para alcanzar estadios más avanzados del test.

Así pues, las afirmaciones de autores como **Marsh y Martin (1997)** o **Bieuzen et al. (2007)** respecto a que los ciclistas expertos utilizan cadencias superiores a los principiantes para un mismo nivel de intensidad, **se confirman sólo parcialmente** en las comparaciones por pares de este estudio de Tesis. Se confirman a intensidades bajas, aunque a intensidades medias no aparecen diferencias significativas, sólo tendencias. Los **resultados** obtenidos a este respecto a **intensidades altas son contradictorios**, lo que hace necesario continuar investigando atendiendo a las características de la muestra, la metodología y las condiciones del estudio.

Finalmente se comentan los gráficos de las cadencias de ambos grupos a estudio. En gráfico correspondiente a la Figura 36 se ilustra la evolución de la cadencia de ambos grupos de la muestra a lo largo del test hasta el séptimo estadio. Se aprecia con claridad que los expertos mantienen una mayor cadencia a lo largo de todos los estadios analizados (significativamente mayor en los 3 primeros), lo que coincide con

los hallazgos de autores como Marsh y Martin (1997), Martin (1997) o Bieuzen et al. (2007). También se observa que la tendencia ascendente de la cadencia al inicio del test, común en ambos grupos, es más suave en los expertos, que comienzan con cadencias superiores, y más abrupta en principiantes. A partir del Estadio 4 los expertos siguen aumentando suavemente su cadencia, mientras que los principiantes se mantienen alrededor de las 90 rpm. El hecho de que ambas líneas no se crucen demuestra que el efecto de interacción de ambos efectos (estadio y grupo) es inexistente.

En el gráfico de la evolución de la cadencia de ambos grupos para 9 estadios (Figura 37), como aspecto más destacable y diferente del gráfico anterior destaca, por un lado, un repunte de la cadencia del grupo principiantes, que supera la barrera de las 90 rpm y se sitúa cercana a las 95 rpm y, por otro, un estancamiento de la cadencia del grupo de expertos en torno a las 97 rpm. Puede apreciarse pues que, cuando se llega al umbral de las 100 rpm, la cadencia se estabiliza, lo cual coincide con los hallazgos realizados por autores como Zoladz et al. (2000) que documentaron que cadencias superiores a esa cifra pueden resultar perjudiciales para el rendimiento. Del mismo modo, estos resultados confirmaron que, a altas intensidades, los ciclistas incrementan su cadencia para la obtención de la potencia exigida, independientemente de su nivel de rendimiento. La literatura confirma ampliamente esta observación, atribuyéndole ventajas biomecánicas (Candotti et al., 2007; Dantas et al., 2009; Neptune et al., 1997; Takaishi et al., 1998), relacionadas con una mayor eficacia mecánica (Kohler y Boutellier, 2005), con una menor función del costo mecánico (Hull y González, 1988; Marsh et al., 2000; Redfield y Hull, 1986) o unos menores niveles de fatiga (Zoladz et al., 2000).

4.3 EFECTOS DEL CAMBIO DE MARCHAS SOBRE LA CADENCIA DE PEDALEO

Se discuten en este punto los resultados obtenidos en el análisis ANOVA de medidas repetidas en relación con la variabilidad de la cadencia en el instante de un cambio de marchas. Nuevamente, y hasta donde se ha podido averiguar, no se ha realizado ningún estudio similar hasta la fecha, por lo que los resultados que se discuten a continuación son los primeros que se ofrecen en relación con el hecho estudiado, en este caso, las alteraciones que se producen en la cadencia como consecuencia de un cambio de marchas.

En las pruebas de efectos entre franjas estudiadas, sólo uno de los 33 voluntarios de la muestra (Apéndice C, sujeto 17) presentó diferencias estadísticamente significativas entre los valores de cadencia utilizados en cada una de las franjas medidas. En el resto de participantes no se hallaron diferencias significativas. Así pues, los resultados parecen contundentes en el sentido de que **el ciclista no varía su cadencia cuando se produce un cambio de marchas**, independientemente de su nivel de rendimiento. En este sentido, hay que tener en cuenta la metodología utilizada. Concretamente que, por un lado, que se han tomado **referencias de cadencia cada segundo** y, por otro, que el hecho de tomar como referencia la cadencia media del promedio de todos los cambios realizados puede haber diluido las variaciones en la cadencia.

Del mismo modo, en las comparaciones no se aprecian diferencias significativas en los valores de cadencia de las diferentes franjas entre sí en ninguno de los participantes, más allá de unos pocos casos aislados no representativos.

4.4 CORRELACIONES LINEALES Y ECUACIÓN DE REGRESIÓN

4.4.1 CORRELACIONES LINEALES

Respecto a las correlaciones lineales, destacaron las existentes entre las variables torque y potencia y entre desarrollo y cadencia.

En el primer caso, la relación fue prácticamente lineal entre ambas variables (R^2 superiores a 0,97 y valores de $p < 0,001$ en casi todos los estadios) lo cual revela que el aumento del torque es el modo en el que los ciclistas participantes consiguen preferentemente mayores valores de potencia de pedaleo, mientras la cadencia mantiene una cierta estabilidad, especialmente en los estadios medios y avanzados del test.

También se han dado altas correlaciones entre las variables cadencia y desarrollo (R^2 entre 0,838 y 0,943). En este caso, hay que tener en cuenta que el pedaleo es una cadena cinética cerrada. Ello implica que para aumentar la potencia de pedaleo se ha de aumentar, bien el desarrollo, bien la cadencia. De ahí que ambas variables mantengan correlaciones elevadas durante todo el test, y más elevadas incluso en los estadios más avanzados.

Por otro lado, se produce una correlación significativa entre las variables potencia y velocidad en los primeros estadios del test (1 a 5). En este caso, los valores de r son relativamente bajos, notablemente menores que en las correlaciones anteriores, y se reducen a partir del estadio 2 conforme avanza el test hasta que, a partir del estadio 6, esta correlación deja de ser significativa. Ello parece indicar que los aumentos de velocidad se producen fundamentalmente en base a incrementos de potencia en los primeros estadios del test, mientras que en estadios avanzados los ciclistas prefieren aumentar el desarrollo, siempre que puedan mantener su cadencia preferida y la potencia necesaria.

4.4.2 ECUACIÓN DE REGRESIÓN

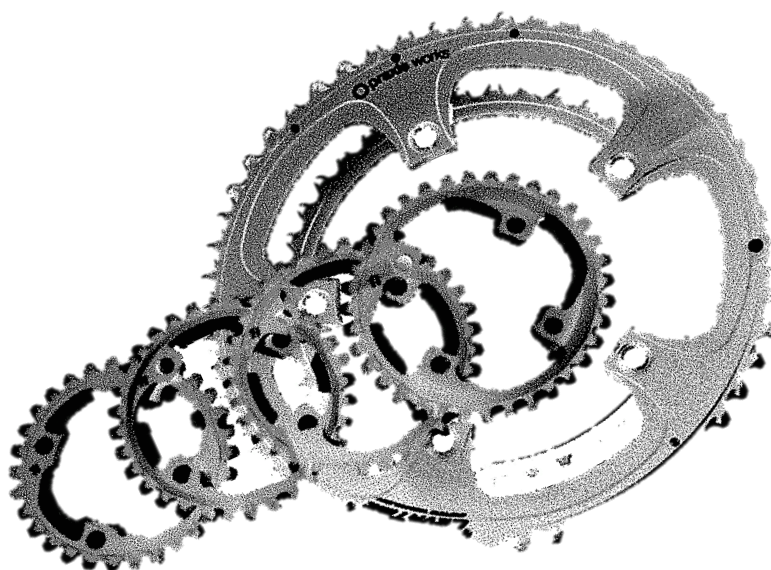
Se pretendía en este apartado determinar en qué medida la variable desarrollo es explicada por las variables cadencia, potencia y velocidad, con el objetivo de enunciar una ecuación de regresión lineal que permita relacionar todas o algunas de estas variables. Hay que señalar que, para simplificar el desarrollo del modelo, se trató la velocidad como una variable, y no como un factor. De este modo, la **velocidad es un parámetro más del modelo.**

Dada la **colinealidad** encontrada entre los parámetros **velocidad y raíz de la potencia** (ajuste de la variable potencia para que su relación con la velocidad sea lineal), y teniendo en cuenta que al menos una de la hipótesis básicas fallaba si se incluía la potencia en el modelo, se trató la velocidad como una variable y se propuso un **modelo que relaciona cadencia, velocidad y desarrollo.** Se trata de un hallazgo interesante y de gran utilidad práctica, puesto que **permite ajustar el desarrollo al 95%** a partir de una determinada velocidad y con la cadencia preferida por el ciclista a dicha velocidad.

Hasta donde se ha podido averiguar, **no existe en la literatura** ningún estudio que ofrezca una ecuación de este tipo o similar, que permita orientar al ciclista respecto a qué desarrollo utilizar a partir de variables fácilmente medibles, como la velocidad o la cadencia. **Weaver et al. (2009)** hacen una aproximación teórica a este respecto y concluyen afirmando que para cada relación de marchas debe existir un rango de velocidades y cadencias idóneo, fuera de los cuales esa relación de marchas sería menos eficaz que otras, o implicaría ejercer fuerza sobre el pedal sin que ello supusiera mayor propulsión. **Crouch (2004)** llega a la misma conclusión respecto a la relación desarrollo- velocidad. No obstante, en ninguno de estos dos estudios se concreta nada en relación con estas afirmaciones.

Aquí se propone una ecuación de regresión múltiple con una gran potencia predictiva ($R^2 = 0,9509$, $p < 0,001$) en base a la cual se facilita la elección del desarrollo a utilizar para cualquier combinación de velocidad y cadencia, independientemente de la experiencia y el nivel de rendimiento, dentro del rango utilizado por la muestra. A modo de ejemplo, se han incluido unas tablas de desarrollos para unas velocidades y cadencias dados (tabla 19 y 20), pero la ecuación acepta más combinaciones, todas las posibles dentro de los rangos máximo y mínimo de velocidad y cadencia para cada grupo de estudio. Ello además le otorga importantes posibilidades de aplicación práctica, como se expone en el apartado 7 de esta Tesis Doctoral (pag. 123).

CONCLUSIONES



5. CONCLUSIONES

A continuación se presentan las conclusiones derivadas de esta Tesis Doctoral, así como la consecución o no de las hipótesis planteadas tras la elaboración del marco teórico.

Respecto de las 3 hipótesis postuladas:

H1.- Se confirma la existencia de unos rangos de velocidad y cadencia para los que cada marcha disponible es especialmente adecuada. Este estudio no ha podido determinar un “instante preciso” para realizar el cambio de marcha, pero sí ha podido establecer unos desarrollos óptimos para unos valores de cadencia y velocidad determinados.

H2.- No se ha podido identificar ninguna alteración en la cinética del pedaleo como consecuencia de los cambios de marchas en este estudio. Las pequeñas variaciones en las mismas no han resultado significativas y, por tanto, no puede afirmarse que tengan una influencia negativa sobre el pedaleo.

H3.- Tampoco ha podido demostrarse en este estudio que el hecho de la realización de un cambio de marchas repercuta de forma significativa sobre la biomecánica del pedaleo.

Con respecto de los objetivos planteados:

Objetivo I

1. Por encima de 30 km/h los ciclistas emplean cadencias del entorno de las 90 rpm, independientemente de su experiencia y nivel de rendimiento. Cuando se alcanza este nivel, la cadencia permanece estable independientemente de la intensidad, y los valores de potencia aumentan por aumento del torque.
2. Los ciclistas expertos mantienen cadencias de pedaleo significativamente mayores que los principiantes.

Objetivo II

3. En un ejercicio incremental, los ciclistas utilizan ampliamente los desarrollos disponibles, independientemente de su experiencia y nivel de rendimiento. La progresión en el uso de las mismas conforme aumenta la intensidad es coherente con la progresión idónea, tanto desde el punto de vista matemático como mecánico.

Objetivo III

4. Las variaciones en la cadencia de pedaleo durante un test incremental se explican fundamentalmente por el aumento de la intensidad en cada estadio. No obstante, los ciclistas expertos emplean cadencias significativamente más altas que los principiantes. La pertenencia a un grupo u otro (principiantes o expertos) explica el 14% de estas variaciones en la cadencia empleada.

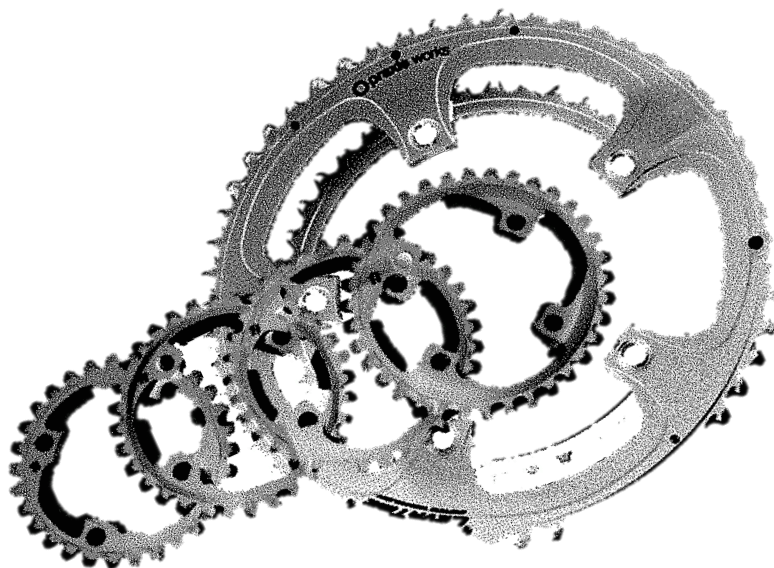
Objetivo IV

5. Cuando se produce un cambio de marchas, no se producen diferencias estadísticamente significativas en la cadencia de los ciclistas como consecuencia de ello, independientemente de su nivel de rendimiento, del número de cambios realizados y del número de estadios superados.

Objetivo V

6. La relación lineal existente entre las variables cadencia, desarrollo y velocidad, así como la colinealidad entre velocidad y raíz de potencia, han permitido la formulación de una ecuación para ajustar el desarrollo a la cadencia preferida del ciclista y la velocidad de marcha. La utilización de esta ecuación y su aplicación a la práctica deportiva facilita a los ciclistas la selección de los desarrollos adecuados a cada velocidad, o potencia de trabajo, en función de su cadencia de pedaleo.

LIMITACIONES DEL ESTUDIO



6. LIMITACIONES DEL ESTUDIO

En el presente apartado se enuncian aquellos aspectos que, una vez finalizada la Tesis Doctoral, sería conveniente tener en cuenta a la hora de interpretar los resultados.

- En primer lugar, y pese a los esfuerzos orientados en este sentido, no se pudo contar con ciclistas del más alto nivel deportivo para la participación en el estudio. Queda claro que los ciclistas integrantes de ambos grupos cumplían con los criterios de inclusión de cada uno de ellos, pero también es cierto que ninguno de los ciclistas considerados expertos tenía un nivel deportivo internacional.

- Para un registro más preciso de los cambios de marchas realizados, se diseñó e implementó un sistema electrónico consistente en unos pulsadores ubicados en las manetas del cambio y conectados a un cronómetro. Con este sistema, se pretendía registrar el instante exacto en el que se producían los diferentes cambios de marchas durante el test, para un análisis más preciso de los mismos en conjunto con el resto de variables estudiadas. Desafortunadamente, el sistema no resultó operativo, fundamentalmente debido a que los participantes cambiaban frecuentemente sin presionar el pulsador o, en todo caso, no lo hacían correctamente. Por esta razón se sustituyó dicho sistema por una grabación de vídeo, lo que ha podido reducir la precisión de los datos obtenidos. Por ello, para futuras investigaciones, sería recomendable implementar algún sistema electrónico sincronizado con el cambio de marchas para, de este modo, tener los instantes exactos en que se realizan dichos cambios.

- El uso de una misma bicicleta para toda la muestra también supuso una limitación, puesto que en la búsqueda de participantes fue necesario ceñirse a un rango de medidas antropométricas determinado. Bien es cierto que esta misma circunstancia favoreció la homogeneidad de la muestra en cuanto a antropometría. No obstante, es posible que un ajuste más preciso de los ciclistas a la bicicleta podría arrojar resultados diferentes en algún sentido.
Del mismo modo, hay que tener en cuenta que las conclusiones extraídas de esta Tesis Doctoral, especialmente las relativas a los desarrollos y cadencia utilizados, son sólo válidos para el uso de bielas de 175 mm de longitud y ruedas de 27,5" de diámetro, por ser las utilizadas en este estudio, así como los desarrollos aquí empleados, especificados en el apartado de Metodología.

- Las variables que influyen en el rendimiento en ciclismo están altamente interrelacionadas y la presente Tesis Doctoral se ha centrado en las variables biomecánicas más relevantes (así como la frecuencia cardíaca). Por ello, aumentar el número de variables fisiológicas permitiría un análisis más completo.

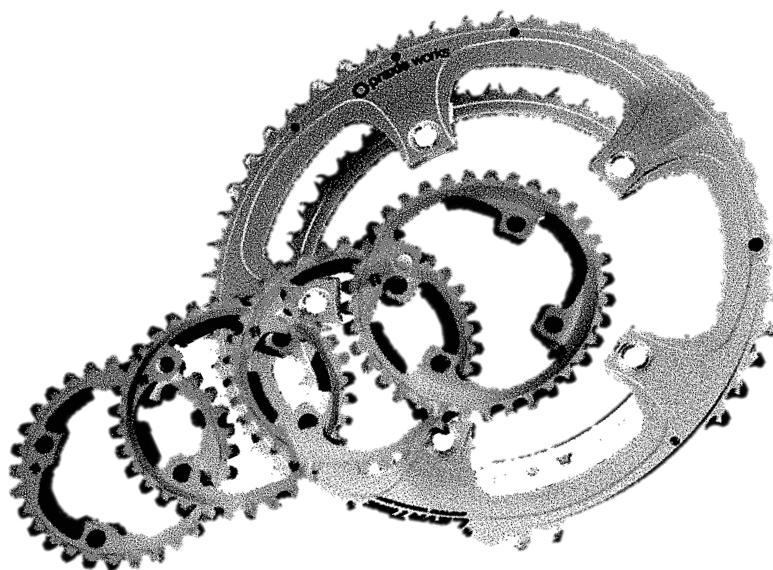
FUTURAS LÍNEAS

DE

INVESTIGACIÓN

Y

APLICACIONES PRÁCTICAS



7. FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN Y APLICACIONES PRÁCTICAS

A partir de los resultados y conclusiones extraídos en esta Tesis Doctoral, pueden surgir fundamentalmente dos líneas de investigación: una más básica, orientada a profundizar en el conocimiento de los diferentes elementos relevantes para un óptimo pedaleo en ciclismo, y otra más relacionada con la aplicación de los hallazgos realizados a la práctica del ciclismo.

Respecto a la primera de las líneas de investigación apuntadas, sería interesante en futuros estudios analizar la relación entre los componentes cinéticos y cinemáticos del pedaleo, sus relaciones y sinergias antes, durante y después de un cambio de marchas. En este sentido, pueden realizarse también estudios de presurometría, muy escasos, los cuales permitirían conocer mejor dónde y cómo aplican los ciclistas presión sobre el pedal durante el pedaleo, las variaciones de presión durante el ciclo y durante los cambios de marchas. Siguiendo con esta línea de investigación, también pueden iniciarse estudios sobre la técnica del pedaleo, los aspectos importantes para

mejorar la eficiencia y el confort durante el mismo y, de nuevo, la influencia de los cambios de marchas.

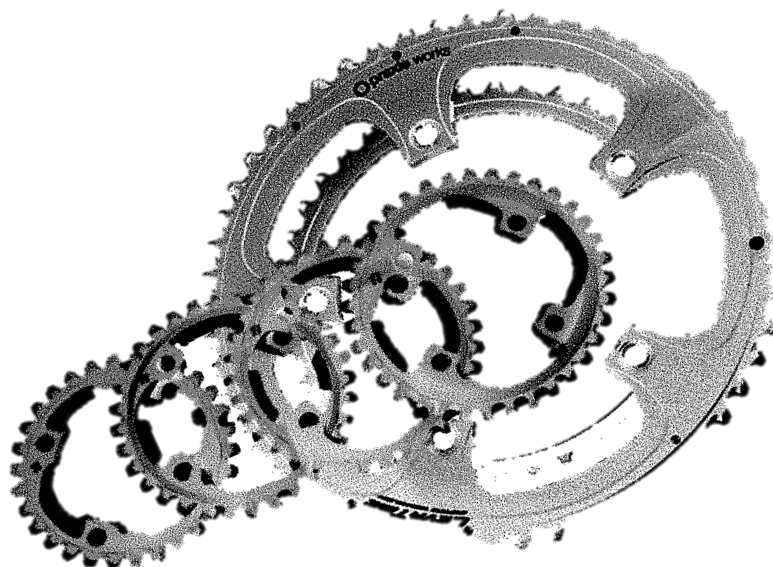
Para todas las propuestas de investigación sugeridas, el análisis de diferentes grupos de nivel puede aportar información interesante relativa a diferencias clave y aspectos relevantes para realizar propuestas adecuadas para la asimilación y aplicación técnica, entre otros aspectos.

En cuanto a una línea de investigación más orientada a la aplicación de los hallazgos realizados a la práctica del ciclismo, ya sea en el ámbito recreacional o deportivo, en primer lugar sería necesario realizar estudios que permitieran validar ecuaciones de regresión similares a las propuestas en esta Tesis Doctoral para condiciones de práctica diferentes de la aquí asumida, tales como el pedaleo en pendiente, donde las características cinéticas y cinemáticas del pedaleo son muy diferentes, o el uso de bielas y ruedas de diferentes longitudes, diámetros y condiciones de práctica.

Al mismo tiempo, es necesario trabajar a partir de ahora en el diseño de un software que, a partir de los parámetros establecidos por las ecuaciones propuestas en esta Tesis Doctoral, facilite a ciclistas de todo tipo y condición la selección de las relaciones de marchas más adecuadas en función de la velocidad, la cadencia elegida y la potencia de trabajo. Este software podría dar lugar a aplicaciones móviles que asistieran al usuario en la gestión de los desarrollos durante el pedaleo con la ayuda de un smartphone, o bien podría suponer una mejora del software que actualmente ofrecen diferentes empresas comercializadoras de potenciómetros orientados a la práctica y entrenamiento del ciclismo. En este sentido, se están iniciando ya contactos con una empresa del ámbito tecnológico con el objetivo de iniciar el desarrollo del citado software.

Del mismo modo, este software podría mejorar las prestaciones que en la actualidad ofrecen los sistemas de cambio de marchas automáticos, puesto que los criterios para la selección de una u otra relación de marchas tendrían en cuenta un mayor número de variables, y permitirían una mayor individualización y adaptación a las condiciones concretas de pedaleo.

BIBLIOGRAFÍA



8. BIBLIOGRAFÍA

Abbiss, C. R., Peiffer, J. J. y Laursen, P. B. (2009). Optimal cadence selection during cycling: review article. *International Journal of Sport Medicine*, 10(1): 1- 15

Abbott, A. y Wilson, D. (1995). Human-Powered vehicles. Champaign, IL. Human Kinetics.

Ahlquist, L. E., Bassett Jr, D. R., Sufit, R., Nagle, F. J. y 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. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 65(4), 360-364.

Ansley, L. y Cangle, P. (2009). Determinants of “optimal” cadence during cycling. *European Journal of Sport Science*, 9(2), 61-85.

Argentin, S., Hauswirth, C., Bernard, T., Bieuzen, F., Leveque, J. M., Couturier, A. y Lepers, R. (2006). Relation between preferred and optimal cadences during two hours of cycling in triathletes. *British Journal of Sports Medicine*, 40 (4), 293-298.

- Atkinson, G., Davison, R., Jeukendrup, A. y Passfield, L. (2003). Science and cycling: current knowledge and future directions for research. *Journal of Sports Sciences*, 21 (9), 767-787.
- Bannister, S. (2000). Technique. *British Cycling Federation Level 2 Club Coach Award: Training*, 1-22.
- Belluye N. y Cid M. (2001). Approche biomécanique du cyclisme moderne, données de la littérature. *Science & Sports*; 16: 71-87.
- Bentley, D. J., McNaughton, L. R., Thompson, D., Vleck, V. E. y Batterham, A. M. (2001). Peak power output, the lactate threshold, and time trial performance in cyclists. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(12), 2077-2081.
- Bertucci, W. M., Arfaoui, A. y Polidori, G. (2012). Analysis of the pedaling biomechanics of master's cyclists: A preliminary study. *Journal of Science and Cycling*, 1(2), 42-46.
- Bertucci, W., Grappe, F., Girard, A., Betik, A. y Rouillon, J. D. (2005). Effects on the crank torque profile when changing pedalling cadence in level ground and uphill road cycling. *Journal of Biomechanics*, 38(5), 1003-1010.
- Bieuzen, F., Vercruyssen, F., Hausswirth, C. y Brisswalter, J. (2007). Relationship between strength level and pedal rate. *International Journal of Sports Medicine*, 28 (7), 585.
- Bini, R. y Dagnese, F. (2012). Noncircular chainrings and pedal to crank interface in cycling: A literature review. *Brazilian Journal of Kinanthropometry and Human Performance*, 14(4), 470-482.
- Böning, D., Gönen, Y. y Maassen, N. (1984). Relationship Between Work Load, Pedal Frequency, and Physical Fitness. *International Journal of Sports Medicine*, 5(02), 92-97.
- Brisswalter, J., Hausswirth, C., Smith, D., Vercruyssen, F. y Vallier, J. M. (2000). Energetically optimal cadence vs. freely-chosen cadence during cycling: effect of exercise duration. *International Journal of Sports Medicine*, 21(01), 60-64.
- Broker, J. P. (2003). Cycling power: road and mountain. *High-tech cycling*. Human Kinetics, Champaign, 147-174.

Burke, E.R. (1994) Road and track cycling. *Perspectives in Exercise Science and Sports Medicine*, 7, 303-28.

Burke, E. R. (1996). High-Tech Cycling. Champaign, IL. Human Kinetics.

Camata, T. V., Altimari, L. R., Bortolotti, H., Dantas, J. L., Fontes, E. B., Smirmaul, B. P. y Moraes, A. C. (2011). Electromyographic activity and rate of muscle fatigue of the quadriceps femoris during cycling exercise in the severe domain. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(9), 2537-2543.

Candotti, C. T., Ribeiro, J., Soares, D. P., De Oliveira, A. R., Loss, J. F. y Guimarães, A. C. (2007). Effective force and economy of triathletes and cyclists. *Sports Biomechanics*, 6(1), 31-43.

Cannon, D. T., Kolkhorst, F. W. y Cipriani, D. J. (2007). Effect of pedaling technique on muscle activity and cycling efficiency. *European Journal of Applied Physiology*, 99(6), 659-664.

Carpes, F. P., Bini, R. R., Mota, C. B., Carpes, F. P. (2008). Training level, perception and bilateral asymmetry during multi-joint leg-press exercise. *Brazilian Journal of Biomotricity*, 2(1), 51-62.

Carpes, F. P., Dagnese, F., Mota, C. B. y Stefanyshyn, D. J. (2009). Cycling with noncircular chainring system changes the three-dimensional kinematics of the lower limbs. *Sports Biomechanics*; 8(4): 275-83.

Carpes, F. P., Diefenthaler, F., Bini, R. R., Stefanyshyn, D. J., Faria, I. E. y Mota, C. B. (2011). Influence of leg preference on bilateral muscle activation during cycling. *Journal of Sports Sciences*, 29 (2), 151-159.

Carpes, F. P., Mota, C. B., Faria, I. E. (2010). On the bilateral asymmetry during running and cycling—a review considering leg preference. *Physical Therapy in Sport*, 11(4), 136-142.

Carpes, F. P., Rossato, M., Faria, I. E., Bolli Mota, C. (2007). Bilateral pedaling asymmetry during a simulated 40-km cycling time-trial. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 47(1), 51.

Carvalho Jr, E. S., Santos, A. L., Schneider, A. P., Beretta, L., Tebexreni, A. S., Cesar, M. C. y Barros, T. L. (2000). Análise comparativa da aptidão cardiorrespiratória de

triatletas, avaliados em ciclossimulador e bicicleta ergométrica. *Revista Brasileira de Ciência e Movimento*. Brasília v, 8(3)

Cavanagh P. R. y Sanderson D. J. (1986). The Biomechanics of Cycling: Studies of the Pedaling Mechanics of Elite Pursuit Riders. In: *Burke E (ed), Science of Cycling*, pp 91-122. Champaign, IL: Human Kinetics.

Cavanagh, P. R. y Sanderson, D. J. (1996). Science of cycling. Champaign Human Kinetics, 91-122.

Chavarren, J. y Calbet, J. A. (1999). Cycling efficiency and pedalling frequency in road cyclists. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 80(6), 555-563.

Cho, C. K., Yun, M. H., Yoon, C. S. y Lee, M. (1999). An ergonomic study on the optimal gear ratio for a multi-speed bicycle. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 23 (1), 95-100.

Coast, J. R. y Welch, H. G. (1985). Linear increase in optimal pedal rate with increased power output in cycle ergometry. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 53(4), 339-342.

Coast, J. R., Cox, R. H. y Welch, H. G. (1986). Optimal pedaling rate in prolonged bouts of cycle ergometry. *Medicine and Science in Sports Exercise*, 18:225-230.

Córdova, A., Sainz, J., Cuervas, M., Tur, J. A. y Pons, A. (2010). Fatigue level after maximal exercise test (laboratory and road) in cyclists. *Journal of Human Sport and Exercise*, 5 (3), 358- 369.

Correia-Oliveira, C. R., Santos, R. A., Silva-Cavalcante, M. D., Bertuzzi, R., Kiss, M., Bishop, D. J. y Lima-Silva, A. E. (2014). Prior Low-or High-Intensity Exercise Alters Pacing Strategy, Energy System Contribution and Performance during a 4-km Cycling Time Trial. *PloS One*, 9(10), e110320.doi: 10.1371/journal.pone. 0110320

Coyle, E. F. (1999). Physiological determinants of endurance exercise performance. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 2(3), 181-189.

Coyle, E. F. (2005). Improved muscular efficiency displayed as Tour de France champion matures. *Journal of Applied Physiology*, 98(6), 2191-2196.

Coyle, E. F., Sidossis, L. S., Horowitz, J. F. y Beltz, J. D. (1992). Cycling efficiency is related to the percentage of type I muscle fibers. *Medicine and Science of Sports and Exercise*, 24:782-788.

Coyle, E. F., Feltner, M. E., Kautz, S. A., Hamilton, M. T., Montain, S. J., Baylor, A. M. y Petrek, G. W. (1991). Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance. *Medicine and Science of Sports and Exercise*, 23(1), 93-107.

Crouch, I. (2004). Optimal gear selection on an automatic bicycle. *Human Power*, 7-9.

Cullen, L. K., Andrew, K., Lair, K. R., Widger, M. J., Timson, B. F. (1992). Efficiency of trained cyclists using circular and noncircular chainrings. *International Journal of Sports Medicine*, 13(3): 264-9.

Daly, D. J. y Cavanagh, P. R. (1976). Assymetry in bicycle ergometer pedaling. *Medicine and Science of Sports and Exercise*; 8: 204-208.

Dagnese, F., Carpes, F. P., Martins, E. D. A., Stefanyshyn, D. y Mota, C. B. (2011). Effects of a noncircular chainring system on muscle activation during cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(1):13-7.

Dantas, J. L., Smirmaul, B. P., Altimari, L. R., Okano, A. H., Fontes, E. B., Camata, T. V. y Moraes, A. C. (2009). The efficiency of pedaling and the muscular recruitment are improved with increase of the cadence in cyclists and non-cyclists. *Electromyography & Clinical Neurophysiology*, 49 (6), 311.

Davis, R. R. y Hull, M. L. (1981). Measurement of pedal loading in bicycling: II. Analysis and results. *Journal of Biomechanics*, 14(12), 857-872.

Denadai, B. S., Ruas, V. D. y Figueira, T. R. (2005). Effects of the pedaling cadence on metabolic and cardiovascular responses during incremental and constant workload exercises in active individuals. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, 11 (5), 286-290

Di Prampero, P. E. (2000). Cycling on Earth, in space, on the Moon. *European Journal of Applied Physiology*, 82 (5-6), 345-360.

Di Prampero, P. E., Cortili, G., Mognoni, P., Saibene, F. (1979). Equation of motion of a cyclist. *Journal of Applied Physiology*, 47(1), 201-206.

Dickinson, S. (1929). The efficiency of bicycle pedaling as affected by speed and load. *Journal of Physiology (London)* 674:242–255.

Dorel, S., Hautier, C. A., Rambaud, O., Rouffet, D., Van Praagh, E., Lacour, J. R. y Bourdin, M. (2005). Torque and power-velocity relationships in cycling: relevance to track sprint performance in world-class cyclists. *International Journal of Sports Medicine*, 26(9), 739-746

Duc, S., Villerius, V., Bertucci, W., Pernin, J. N. y Grappe, F. (2005). Muscular activity level during pedaling is not affected by crank inertial load. *European Journal of Applied Physiology*, 95(2-3), 260-264.

Duc, S., Bertucci, W., Pernin, J. N., Grappe, F. (2008). Muscular activity during uphill cycling: effect of slope, posture, hand grip position and constrained bicycle lateral sways. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(1), 116-127.

Emanuele, U. y Denoth, J. (2012). Influence of road incline and body position on power–cadence relationship in endurance cycling. *European Journal of Applied Physiology*, 112 (7), 2433-2441.

Emanuele, U. y Denoth, J. (2012). Power–cadence relationship in endurance cycling. *European Journal of Applied Physiology*, 112 (1), 365-375.

Faria, E. W., Parker, D. L. y Faria, I. E. (2005). The science of cycling: Factors affecting performance- part 1. *Sports Medicine*, 35 (4), 285-312.

Faria, E. W., Parker, D. L. y Faria, I. E. (2005). The science of cycling: factors affecting performance-part 2. *Sports Medicine*, 35(4), 313-337.

Faria, I. E., Sjojaard, G. y Bonde-Petersen, F. (1982). Oxygen cost during different pedaling speeds for constant power output. *Journal of Sports Medical Physical Fitness* 22, 295-299.

Foss, Ø. y Hallen, J. (2004). The most economical cadence increases with increasing workload. *European Journal of Applied Physiology*, 92(4-5), 443-451.

Foss, O. y Hallen, J. (2005). Cadence and performance in elite cyclists. *European Journal of Applied Physiology*, 93: 453-462.

Gaesser, G. A. y Brooks, G. A. (1975). Muscular efficiency during steady-rate exercise: effects of speed and work rate. *Journal of Applied Physiology*, 38: 1132-1138.

García- López, J., Rodríguez-Marroyo, J. A. y Gerardo Villa, J. (2006). Análisis del pedaleo ciclista con sistemas convencionales VS no circulares en pruebas submáximas y supramáximas. *Biomecánica*, 14 (2) p. 7-11.

García-López, J., Rodríguez-Marroyo, J. A., Avila-Ordas, M. C. y Villa-Vicente, J. G. (2007). Utilización de sistemas de pedaleo no circulares en ciclismo: puntos de vista energético y mecánico. En: Perez P, Llana S, editores. *Biomecánica aplicada a la actividad física y al deporte: últimas investigaciones en España*. Valencia: Fundación Deportiva Municipal del Ayuntamiento de Valencia. p. 183-203.

García-López, J., Rodríguez-Marroyo, J. A., Juneau, C. E., Peleteiro, J., Martínez, A. C. y Villa, J. G. (2008). Reference values and improvement of aerodynamic drag in professional cyclists. *Journal of Sports Science*, 26 (3): 277– 286.

Gardner, A. S., Martin, J. C., Martin, D. T., Barras, M. y Jenkins, D. G. (2007). Maximal torque-and power-pedaling rate relationships for elite sprint cyclists in laboratory and field tests. *European Journal of Applied Physiology*, 101(3), 287-292.

Gardner, A. S., Stephens, S., Martin, D. T., Lawton, E., Lee, H. y Jenkins, D. (2004). Accuracy of SRM and power tap power monitoring systems for bicycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(7), 1252-1258.

Garry, R. C. y Wishart, G. M. (1931). On the existence of a most efficient speed in bicycle pedaling and the problem of determining human muscle efficiency. *Journal of Physiology (London)* 72:425–437.

Gotshall, R. W., Bauer T. A., Fahrner, S. L. (1996). Cycling cadence alters exercise hemodynamics. *International Journal of Sports Medicine* 1996; 17: 17-21.

Gregor, J. (2003). Biomecânica do ciclismo. En: Garrett, J.R, Kirkendall L.T.: *A Ciência do Exercício e dos Esportes*. Porto Alegre: ARTMED, 547-571.

Hagberg, J. M., Mullin, J. P., Giese, M. D. y Spitznagel, E. (1981). Effect of pedaling rate on submaximal exercise responses of competitive cyclists. *Journal of Applied Physiology*, 51(2), 447-451.

Han, R. P. S., Thomlinson, M. A. y Tu, Y. S. (1991). Kinematics and kinetics of a non-circular bicycle drive system. *Mechanism and Machine Theory*; 26 (4): 375-88.

Hansen, E. A. y Sjøgaard, G. (2007). Relationship between efficiency and pedal rate in cycling: significance of internal power and muscle fiber type composition. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 17(4), 408-414.

Hansen, E. A. y Smith, G. (2009). Factors affecting cadence choice during submaximal cycling and cadence influence on performance. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 4(1), 3-17.

Hansen, E. A., Andersen, J. L., Nielsen, J. S. y Sjøgaard, G. (2002). Muscle fibre type, efficiency, and mechanical optima affect freely chosen pedal rate during cycling. *Acta physiologica Scandinavica*, 176(3), 185-194.

Hansen, E. A., Jensen, K. y Pedersen, P. K. (2006). Performance following prolonged sub-maximal cycling at optimal versus freely chosen pedal rate. *European Journal of Applied Physiology*, 98(3), 227-233.

Hansen, E. A., Jørgensen, L. V., Jensen, K., Fregly, B. J. y Sjøgaard, G. (2002). Crank inertial load affects freely chosen pedal rate during cycling. *Journal of Biomechanics*, 35 (2), 277-285.

Hansen, E. A., Raastad, T. y Hallén, J. (2007). Strength training reduces freely chosen pedal rate during submaximal cycling. *European Journal of Applied Physiology*, 101(4), 419-426.

Harnish, C., King, D. y Swensen, T. (2007). Effect of cycling position on oxygen uptake and preferred cadence in trained cyclists during hill climbing at various power outputs. *European Journal of Applied Physiology*, 99 (4), 387-391.

Hautier, C. A., Linossier, M. T., Belli, A., Lacour, J. R. y Arsac, L. M. (1996). Optimal velocity for maximal power production in non-isokinetic cycling is related to muscle fibre type composition. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 74(1-2), 114-118.

Hawley, J. A., y Noakes, T. D. (1992). Peak power output predicts maximal oxygen uptake and performance time in trained cyclists. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 65(1), 79-83.

Hill, A. V. (1910). The combinations of hemoglobin with oxygen and with carbon monoxide. *International Journal of Physiology*, 40, iv-vii

- Hill, A. V. (1965) *Trails and Trials in Physiology*. Williams & Wilkins: Baltimore: pp. 152-157.
- Hintzy, F., Belli, A., Grappe, F. y Rouillon, J. D. (1999). Optimal pedalling velocity characteristics during maximal and submaximal cycling in humans. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 79(5), 426-432.
- Hisser, C. M., Linnarsson, D. y Bjursteot, H. (1977). Cardiorespiratory and metabolic responses to positive, negative and minimum load dynamic leg exercise. *Respiratory Physiology*. 30:51-67.
- Hopker, J., Passfield, L., Coleman, D., Jobson, S., Edwards, L. y Carter, H. (2009). The effects of training on gross efficiency in cycling: a review. *International Journal of Sports Medicine*, 30(12), 845-850.
- Hue, O., Chamari, K., Damiani, M., Blanc, S. y Hertogh, C. (2007). The use of an eccentric chainring during an outdoor 1 km all-out cycling test. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 10(3):180-6.
- Hue, O., Galy, O., Hertogh, C., Casties, J. F. y Prefaut, C. (2001). Enhancing cycling performance using an eccentric chainring. *Medicine and Science in Sports Exercise*, 33(6):1006-10.
- Hue, O., Racinais, S., Chamari, K., Damiani, M., Hertogh, C. y Blanc, S. (2008). Does an eccentric chainring improve conventional parameters of neuromuscular power? *Journal of Science and Medicine in Sport*, 11(3):264-70.
- Hug, F. y Dorel, S. (2009). Electromyographic analysis of pedaling: a review. *Journal of Electromyography Kinesiology*. 19: 182- 198.
- Hull, M. L. y Gonzalez, H. (1988). Bivariate optimization of pedaling rate and crank arm length in cycling. *Journal of Biomechanics*, 21(10), 839-849.
- Hull, M. L., Williams, M., Williams, K. y Kautz, S. (1992). Physiological response to cycling with both circular and noncircular chainrings. *Medicine and Science in Sports Exercise*, 24(10):1114-22.
- Hunt, M. A., Sanderson, D. J., Moffet, H. e Inglis, J. T. (2004). Interlimb asymmetry in persons with and without an anterior cruciate ligament deficiency during stationary cycling. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(9), 1475-1478.

- Impellizzeri, F. M., Rampinini, E., Sassi, A., Mognoni, P. y Marcora, S. (2005). Physiological correlates to off-road cycling performance. *Journal of Sports Sciences*, 23(1), 41-47.
- Jeukendrup, A. E., Craig, N. P. y Hawley, J. A. (2000). The bioenergetics of world class cycling. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 3(4), 414-433.
- Jobson, S. A., Hopker, J., Galbraith, A., Coleman, D. A. y Neville, A. M. (2009). Effect of the Rotor crank system on cycling performance. *Journal of Sports Science and Medicine*, 8(3):463-7.
- Joyner, M. J. y Coyle, E. F. (2008). Endurance exercise performance: the physiology of champions. *The Journal of Physiology*, 586 (1), 35-44.
- Kautz, S. A. (1994). A comparison of muscular mechanical energy expenditure and internal work in cycling. *Journal of Biomechanics*, 27 (12):1459-67.
- Kimber, N. E., Ross, J. J., Mason, S. L., Speedy, D. B. (2002). Energy balance during an ironman triathlon in male and female triathletes. *International Journal of Sport Nutrition and Exercise Metabolism*, 12, 47-62.
- Kohler, G. y Boutellier, U. (2005). The generalized force–velocity relationship explains why the preferred pedaling rate of cyclists exceeds the most efficient one. *European Journal of Applied Physiology*, 94 (1-2), 188-195.
- Koninckx, E., van Leemputte, M. y Hespel, P. (2008). Effect of a novel pedal design on maximal power output and mechanical efficiency in well-trained cyclists. *Journal of Sports Science*, 26 (10):1015-23.
- Korff, T., Fletcher, G., Brown, D. y Romer, L. M. (2011). Effect of “Pose” cycling on efficiency and pedaling mechanics. *European Journal of Applied Physiology*, 111 (6), 1177-1186.
- Korff, T., Hunter, E. L. y Martin, J. C. (2009). Muscular and non-muscular contributions to maximum power cycling in children and adults: implications for developmental motor control. *Journal of Experimental Biology*, 212(5), 599-603.
- Korff, T., Romer, L. M., Mayhew, I. y Martin, J. C. (2007). Effect of pedaling technique on mechanical effectiveness and efficiency in cyclists. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(6), 991.

Laursen, P. B., Shing, C. M. y Jenkins, D. G. (2003). Reproducibility of a laboratory-based 40-km cycle time-trial on a stationary wind-trainer in highly trained cyclists. *International Journal of Sports Medicine*, 24(7), 481-485.

Leirdal, S. y Ettema, G. (2009). Freely chosen pedal rate during free cycling on a roller and ergometer cycling. *European Journal of Applied Physiology*, 106(6), 799-805.

Leirdal, S. y Ettema, G. (2011). The relationship between cadence, pedaling technique and gross efficiency in cycling. *European Journal of Applied Physiology*, 111(12), 2885-2893.

Leirdal, S. y Ettema, G. (2011). Pedaling technique and energy cost in cycling. *Medicine and Science in Sports Exercise*, 43, 701-705.

Lepers R., Millet G. Y. y Maffiuletti N. A. (2001). Effect of cycling cadence on contractile and neural properties of knee extensors. *Medicine and Science in Sports Exercise*; 33: 1882-1888.

Li L. (2004). Neuromuscular control and coordination during cycling. *Research Quarterly for Exercise and Sport*; 75: 16-22.

Loras, H., Ettema, G., Leirdal, S. (2009) The muscle force component in pedaling retains constant direction across pedaling rates. *Journal of Applied Biomechanics*, 25 (1), 85-92.

Loveday, D. E., Drayer, K. A., Pierotti, D. J. y Coast, J. R. (2008). Variations in muscle activation timing with changes in pedal technique. *International Journal of Performance Analysis in Sport*, 8(3), 119-129.

Loveday, D. E., y Coast, J. R. (2010). Simulated time trial using three different pedal rate protocols. *International Journal of Performance Analysis in Sport*, 10(1), 25-32.

Lucía, A., Hoyos, J. y Chicharro, J. L. (2001). Preferred pedaling cadence in professional cycling. *Medicine and Science in Sports Exercise*; 33: 1361-1366.

Lucía, A., San Juan, A. F., Montilla, M., Cañete, S., Santalla, A., Earnest, C. y Perez, M. (2004). In professional road cyclists, low pedaling cadences are less efficient. *Medicine and Science in Sports Exercise*; 36: 1048-1054.

Lucía, A., Hoyos, J., Perez, M., Santalla, A. y Chicharro, J. L. (2002). Inverse relationship between VO_2 max and economy/efficiency in world-class cyclists. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(12), 2079-2084.

MacDermid, P. W. y Edwards, A. M. (2010). Influence of crank length on cycle ergometry performance of well-trained female cross-country mountain bike athletes. *European Journal of Applied Physiology*, 108(1):177-82.

MacIntosh, B. R., Neptune, R. R. y Horton, J. F. (2000). Cadence, power, and muscle activation in cycle ergometry. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(7), 1281-1287.

Marsh, A. P., Martin, P. E. y Sanderson, D. J. (2000). Is a joint moment-based cost function associated with preferred cycling cadence? *Journal of Biomechanics*, 33(2), 173-180.

Marsh, A. P. y Martin, P. E. (1993). The relationship between cadence, VO_2 and iEMG in a group of cyclists and non-cyclists. *Journal of Biomechanics*, 26 (3), 319.

Marsh, A. P. y Martin, P. E. (1997). Effect of cycling experience, aerobic power, and power output on preferred and most economical cycling cadences. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29(9), 1225.

Marsh, A. P., Martin, P. E. y Foley, K. O. (2000). Effect of cadence, cycling experience, and aerobic power on delta efficiency during cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(9), 1630-1634.

Millet, G. P., Tronche, C., Fuster, N. y Candau, R. (2002). Level ground and uphill cycling efficiency in seated and standing positions. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(10), 1645-1652.

Mogensen, M., Bagger, M., Pedersen, P. K., Fernström, M. y Sahlin, K. (2006). Cycling efficiency in humans is related to low UCP3 content and to type I fibres but not to mitochondrial efficiency. *The Journal of Physiology*, 571(3), 669-681.

Mognoni, P. y Di Prampero, P. E. (2003). Gear, inertial work and road slopes as determinants of biomechanics in cycling. *European Journal of Applied Physiology*, 90(3-4), 372-376.

- Moseley, L. y Jeukendrup, A.E. (2001) The Reliability of Cycling Efficiency. *Medicine and Science of Sports and Exercise* 33(4): 621-7
- Neptune, R. R., Hull, M. L. (1999). A theoretical analysis of preferred pedaling rate selection in endurance cycling. *Journal of Biomechanics*, 32(4), 409-415.
- Neptune, R. R., Kautz, S. A. y Hull, M. L. (1997). The effect of pedaling rate on coordination in cycling. *Journal of Biomechanics*, 30 (10), 1051-1058.
- Neptune, R. R. y van den Bogert, A. J. (1998). Standard mechanical energy analyses do not correlate with muscle work in cycling. *Journal of Biomechanics* 31 (3): 239-245.
- Neptune, R. R. y Herzog, W. (1999). The association between negative muscle work and pedaling rate. *Journal of Biomechanics*, 32 (10), 1021-1026.
- Patterson, R. P. y Moreno, M. I. (1990). Bicycle pedalling forces as a function of pedalling rate and power output. *Medicine and Science in Sports Exercise*, 22(4), 512-516.
- Pérez, P., Llana, S. y Encarnación, A. (2011) Técnicas de análisis biomecánico en el ciclismo de competición. *Nuevas Tendencias en Entrenamiento Deportivo*, 107.
- Potter, J. J., Sauer, J. L., Weisshaar, C. L., Ploeg, H. y Thelen, D. G. (2008). Gender differences in bicycle saddle pressure distribution during seated cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40(6), 1126.
- Price, D. y Donne, B. (1997). Effect of variation in seat tube angle at different seat heights on submaximal cycling performance in man. *Journal of Sports Science*, 15(4): 395-402.
- Raasch, C. C. (1995). Coordination of pedaling: functional muscle groups and locomotor strategies. In: Ph.D. Dissertation. Stanford University, Stanford, CA.
- Ratel, S., Duché, P., Hautier, C. A., Williams, C. A., Bedu, M. (2004). Physiological responses during cycling with noncircular "Harmonic" and circular chainrings. *European Journal of Applied Physiology*, 91(1):100-4.
- Redfield, R. y Hull, M. L. (1986). On the relation between joint moments and pedaling rates at constant power in bicycling. *Journal of Biomechanics*, 19(4), 317-329.

Rodríguez-Marroyo, J. A., García-López, J. G., Avila, C., Jiménez, F., Córdova, A. y Villa-Vicente, J. G. (2003). Intensity of exercise according to topography in professional cyclists. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(7), 1209-1215.

Rodríguez-Marroyo, J. A., Garcia-Lopez, J., Chamari, K., Córdova, A., Hue, O. y Villa, J. G. (2009). The rotor pedaling system improves anaerobic but not aerobic cycling performance in professional cyclists. *European Journal of Applied Physiology*, 106(1): 87-94.

Rodríguez-Marroyo, J. A., García-Lopez, J., Villa, J. G. y Córdova, A. (2008). Adaptation of pedaling rate of professional cyclist in mountain passes. *European Journal of Applied Physiology*, 103(5), 515-522.

Rodríguez-Marroyo, J. A., Pernía, R., Cejuela, R., García-López, J., Llopis, J. y Villa, J. G. (2011). Exercise intensity and load during different races in youth and junior cyclists. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(2), 511-519.

Rodríguez-Marroyo, J. A., Villa, G., García-López, J. y Foster, C. (2012). Comparison of heart rate and session rating of perceived exertion methods of defining exercise load in cyclists. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(8), 2249-2257.

Sacchetti, M., Lenti, M., Di Palumbo, A. S. y De Vito, G. (2010). Different Effect of Cadence on Cycling Efficiency between Young and Older Cyclists. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42, 2128-2133.

Samozino P., Horvais, N. y Hintzy, F. (2006). Interactions between cadence and power output effects on mechanical efficiency during sub maximal cycling exercises. *European Journal of Applied Physiology*, 97 (1), 133-139.

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. *Journal of Sports Sciences*, 9 (2), 191-203.

Sanderson, D. J. y Black, A. H. (2003). The effect of prolonged cycling on pedal forces. *Journal of Sports Sciences*, 21 (3), 191-199.

Sanderson, D. J., Hennig, E. M. y 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. *Journal of Sports Sciences*, 18 (3), 173-181.

- Santalla, A., Manzano, J.M., Perez, M. y Lucia, A. (2002). A new pedaling design: The Rotor – Effects on cycling performance. *Medicine and Science in Sports Exercise*, 34(11): 1854-8.
- Sargeant, A. J., Dolan, P. y Young, A. (1984). Optimal velocity for maximal short-term (anaerobic) power output in cycling. *International Journal of Sports Medicine*, 5(S 1), S124-S125.
- Sarre, G. y Lepers, R. (2005). Neuromuscular function during prolonged pedalling exercise at different cadences. *Acta Physiologica Scandinavica*, 185: 321-328.
- Sarre, G., Lepers, R. y Van Hoecke, J. (2005). Stability of pedalling mechanics during a prolonged cycling exercise performed at different cadences. *Journal of Sports Science*, 23: 693-701.
- Sarre, G., Lepers, R., Maffiuletti, N., Millet, G. y Martin, A. (2003). Influence of cycling cadence on neuromuscular activity of the knee extensors in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 88: 476-479.
- Sassi, A., Rampinini, E., Martin, D. T. y Morelli, A. (2009). Effects of gradient and speed on freely chosen cadence: the key role of crank inertial load. *Journal of Biomechanics*, 42(2), 171-177.
- Sauer, J. L., Potter, J. J., Weisshaar, C. L., Ploeg, H. L. y Thelen, D. G. (2007). Influence of gender, power, and hand position on pelvic motion during seated cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39 (12), 2204.
- Seabury J. J., Adams W. C. y Ramey M. R. (1977). Influence of pedalling rate and power output on energy expenditure during bicycle ergometry. *Ergonomics*; 20: 491-498.
- Sidossis, L. S., Horowitz, J. F. y Coyle, E. F. (1992). Load and velocity of contraction influence gross and delta mechanical efficiency. *International Journal of Sports Medicine* 13, 407-411.
- Shan, G. (2008). Biomechanical evaluation of bike power saver. *Applied Ergonomics*, 39(1): 37-45.

Shing, C. M., Peake, J. M., Ahern, S. M., Strobel, N. A., Wilson, G., Jenkins, D. G. y Coombes, J. S. (2007). The effect of consecutive days of exercise on markers of oxidative stress. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 32(4), 677-685.

Silberman, M. R., Webner, D., Collina, S. y Shiple, B. J. (2005). Road bicycle fit. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 15(4), 271-276.

Smak, W.; Neptune, R. R. y Hull, M. L. (1999). The influence of pedaling rate on bilateral asymmetry in cycling. *Journal of Biomechanics*; 32: 899-905.

So, R. C., Ng, J. K. F., Ng, G. Y. (2005). Muscle recruitment pattern in cycling: a review. *Physical Therapy in Sport*, 6(2), 89-96.

Stainsby, W.N., Bruce Gladden, L.J.; Barclay, K.; Wilson, B.A. (1980) Exercise efficiency: validity of base-line substractions. *Journal of Applied Physiology*. 48: 518-522.

Stuart, M. K., Howley, E. T., Gladden, L. B. y Cox, R. H. (1981). Efficiency of trained subjects differing in maximal oxygen uptake and type of training. *Journal of Applied Physiology*, 50(2), 444-449.

Suzuki, Y. (1979). Mechanical efficiency of fast- and slow-twitch muscle fibers in man during cycling. *Journal of Applied Physiology*, 47:263–267.

Takaishi, T., Ishida, K., Katayama, K., Yamazaki, K., Yamamoto, T. y Moritani, T. (2002). Effect of cycling experience and pedal cadence on the near-infrared spectroscopy parameters. *Medicine and Science in Sports Exercise*, 34: 2062-2071.

Takaishi, T., Yamamoto, T., Ono, T., Ito, T. y Moritani, T. (1998). Neuromuscular, metabolic, and kinetic adaptations for skilled pedaling performance in cyclists. *Medicine and Science in Sports Exercise*, 30: 442-449.

Takaishi, T., Yasuda, Y. y Moritani, T. (1994). Neuromuscular fatigue during prolonged pedalling exercise at different pedalling rates. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 69(2), 154-158.

Takaishi, T., Yasuda, Y., Ono, T., Ito, T. y Moritani, T. (1996). Optimal pedaling rate estimated from neuromuscular fatigue for cyclists. *Medicine and Science of Sports Exercersise*. 28: 1492-1497.

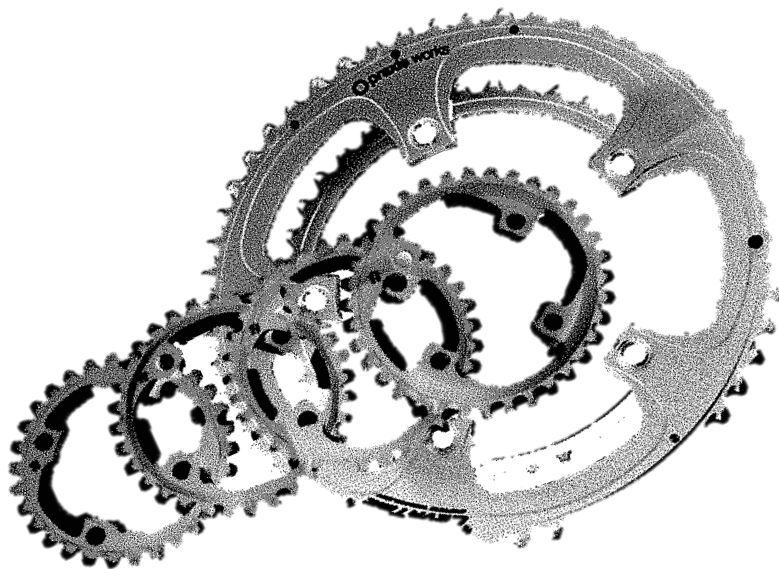
- Too, D. (1994). The effect of trunk angle on power production in cycling. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 65(4), 308-315.
- Too, D. y Landwer, G. E. (2003). Factors affecting performance in human powered vehicles: a biomechanical model. *Human Power. Technical Journal of the Human Powered Vehicle Association*, 54, 14-16.
- Umberger, B. R., Gerritsen, K. G. y Martin, P. E. (2006). Muscle fiber type effects on energetically optimal cadences in cycling. *Journal of Biomechanics*, 39 (8), 1472-1479.
- Vercruyssen, F. y Brisswalter, J. (2010). Which factors determine the freely chosen cadence during submaximal cycling? *Journal of Medicine & Science of Sport*, 13(2): 225-31.
- Vogt, S., Heinrich, L., Schumacher, Y. O., Blum, A., Roecker, K., Dickhuth, H. H. y Schmid, A. (2006). Power output during stage racing in professional road cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38 (1), 147.
- Watson, G. y Swensen, T. (2006). Effects of altering pedal cadence on cycling time-trial performance. *International Journal of Sports Medicine*, 27(04), 296-300.
- Weaver, I., Anand, J., Gorley, M. y Buccheri, A. (2009). P2_7 Power Curves and Gear Ratios in Bicycles. *Physics Special Topics*, 8(1).
- Whitty, A. G., Murphy, A. J., Coutts, A. J., Watsford, M. L. (2009). Factors associated with the selection of the freely chosen cadence in non-cyclists. *European Journal of Applied Physiology*, 106(5), 705-712.
- Widrick, J. J., Freedson, P. S. y Hamill, J. (1992). Effect of internal work on the calculation of optimal pedaling rates. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24 (3), 376-382.
- Wozniak, T. C. (1991). Cycling biomechanics: a literature review. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 14 (3), 106.
- Yoshihuku, Y., Herzog, W. (1996). Maximal muscle power output in cycling: A modelling approach. *Journal of Sports Science*, 14 (2):139-57.

Zameziati, K., Mornieux, D. R., Belli, A. (2006). Relationship between the increase of effectiveness indexes and the increase of muscular efficiency with cycling power. *European Journal of Applied Physiology*, 96: 274–81.

Zamparo, P., Minetti, A. E., Di Prampero, P. E. (2002). Mechanical efficiency of cycling with a new developed pedal-crank. *Journal of Biomechanics*, 35(10):1387-98.

Zoladz, J. A., Rademaker, A. C., Sargeant, A. J. (2000). Human muscle power generating capability during cycling at different pedaling rates. *Experimental Physiology*, 85(1), 117-124.

APÉNDICES



APÉNDICE A: DECLARACIÓN DE CONSENTIMIENTO

Estudio de las variables biomecánicas del pedaleo en ciclismo

INFORMACIÓN

La Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte de la Universidad de Valencia, a través de su Departamento de Educación Física y Deportiva, está desarrollando una investigación en la que se estudian las variables biomecánicas más relevantes del pedaleo en ciclismo.

El test de la citada investigación consiste en una única prueba realizada sobre una bicicleta de carretera convencional, dispuesta sobre un rodillo de entrenamiento. Los datos se registrarán mediante un potenciómetro que, además de la potencia y su evolución, permite registrar las fuerzas aplicadas sobre el pedal, la cadencia de pedaleo y las alteraciones que puedan producirse sobre estas variables. Además, la prueba se registrará en vídeo, lo cual permitirá hacer posteriormente un análisis cinemático del pedaleo y compararlo con el resto de variables registradas. Este test consistirá en pedalear aumentando periódicamente la velocidad, hasta que ésta no se pueda mantener o hasta que el ciclista utilice durante más de un minuto el desarrollo más largo disponible.

Se le informa que la prueba se realizará en el laboratorio de Ciencias del Deporte ubicado en la Universidad Católica San Antonio de Murcia (UCAM), en el campus de Los Jerónimos, nº 135, Guadalupe (Murcia).

El tiempo estimado de realización del test será de unos 60 minutos por persona.

RIESGOS

La prueba no implica riesgo alguno de lesión, dado que se trata de una actividad cotidiana, y la bicicleta estará fija al rodillo de entrenamiento.

BENEFICIOS

Los resultados obtenidos de la investigación serán de gran utilidad para la prescripción de directrices orientadas a la mejora pedaleo y una óptima gestión de los elementos que permiten al ciclista regular el esfuerzo durante el mismo, para la consecución del máximo rendimiento. Los resultados individuales de cada participante estarán en todo momento a su disposición.

CONFIDENCIALIDAD

Todos aquellos datos recogidos en el estudio serán analizados confidencialmente y con fines exclusivamente científicos. Los datos serán confidenciales y estarán controlados exclusivamente por miembros del equipo de investigación. Cualquier dato que pueda ser identificativo de los participantes no será publicado en ningún informe, memoria o artículo. Durante los ensayos podrán realizarse fotografías que permitan ilustrar la metodología utilizada en posteriores publicaciones científicas, para lo cual se solicitará permiso previo a los participantes. En este caso, se garantizará la salvaguarda de su anonimato.

CONTACTOS

Si tuviera alguna cuestión que plantear acerca del estudio puede dirigirse a los investigadores, Salvador Llana (salvador.llana@uv.es) o Alberto Encarnación (aencarnación@ucam.edu), en la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte de la Universidad de Valencia y la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte de la UCAM (Murcia), respectivamente.

PARTICIPACIÓN

La participación en este estudio es voluntaria y, por tanto, todo participante podrá comunicar su deseo de no continuar en cualquier momento.

CONSENTIMIENTO

Después de leído el presente informe y recibido una copia del mismo, declaro que las condiciones expuestas son satisfactorias y declaro mi disposición a participar en el mismo.

Fdo: _____ DNI: _____ Fecha: _____

APÉNDICE B: CUESTIONARIO: ESTUDIO DE LA BIOMECÁNICA DEL PEDALEO EN CICLISMO

DATOS PERSONALES. CODIGO INDIVIDUO nº _____

Edad _____ Peso: _____ kg Estatura: _____ cm

Tipo de cala utilizada:

Look Shimano Time Campagnolo

Otros: _____

DATOS TÉCNICOS

¿Cuántos AÑOS lleva practicando ciclismo? _____

Entrenando, ¿Cuántos KILÓMETROS hace, aproximadamente, al AÑO? _____

¿Cuántas sesiones de entrenamiento realiza, de media, a la semana? _____

¿Qué marca de bicicleta utiliza habitualmente? _____

¿Qué marca y modelo de cambios de marcha utiliza habitualmente? _____

¿Qué desarrollo monta habitualmente en su bicicleta?

Platos _____ Piñones _____

¿Ha competido alguna vez en ciclismo?

(se excluyen carreras cicloturistas y pruebas combinadas- triatlón, duatlón-)

() Si () No

Contestar sólo en caso de haber respondido afirmativamente a la pregunta anterior

¿En qué categoría desarrolla habitualmente su actividad deportiva?

Profesional (Internacional) Profesional (Nacional) Sub- 23

Otros: _____

¿Cuánto tiempo lleva compitiendo en esta categoría? _____

APÉNDICE C: PRUEBAS DE EFECTOS INTRA-SUJETOS, EN RELACIÓN A VARIACIONES EN LA CADENCIA DURANTE UN CAMBIO DE MARCHAS

	Estadístico	Suma de cuadrados	G.L.	Cuadrático promedio	F	Sig.	Eta parcial al cuadrado	Parámetro no centralidad	Potencia observada
1	Greenhouse-Geisser	23,780	1,7	14,2	,435	,625	,068	,729	,100
	Error	327,729	10,0	32,6					
2	Esfericidad asumida	3,62	3	1,2	,452	,722	,131	1,355	,109
	Error	24,04	9	2,7					
3	Greenhouse-Geisser	60,291	2,1	28,4	2,67	,106	,308	5,665	,445
	Error	135,641	12,8	10,6					
4	Esfericidad asumida	25,219	7	3,6	,496	,833	,066	3,472	,194
	Error	355,916	49	7,3					
5	Greenhouse-Geisser	7,232	1,6	4,7	,344	,662	,037	,534	,091
	Error	189,138	14,0	13,5					
6	Greenhouse-Geisser	30,373	1,7	18,0	,155	,823	,019	,261	,068
	Error	1566,902	13,5	116,3					
7	Greenhouse-Geisser	130,792	2,8	47,3	2,11	,126	,174	5,829	,462
	Error	620,603	27,7	22,4					
8	Greenhouse-Geisser	12,129	2,0	6,2	,41	,670	,076	,811	,099
	Error	146,498	9,8	14,9					
9	Greenhouse-Geisser	80,573	3,1	26,2	1,31	,285	,107	4,049	,322
	Error	672,842	33,8	19,9					
10	Greenhouse-Geisser	29,644	1,9	15,2	,406	,669	,055	,791	,102
	Error	511,011	13,6	37,5					
11	Greenhouse-Geisser	18,996	2	9,5	,500	,640	,200	1	,090
	Error	75,964	4	19,0					
12	Greenhouse-Geisser	29,297	1,4	20,6	,973	,377	,108	1,382	,162
	Error	240,788	11,4	21,2					
13	Greenhouse-Geisser	132,611	1,7	75,9	2,2	,154	,214	3,805	,350
	Error	487,379	14,0	34,9					
14	Greenhouse-Geisser	124,433	2,2	57,3	,935	,419	,105	2,032	,191
	Error	1064,597	17,4	61,2					
15	Esfericidad asumida	4,682	4	1,2	,631	,647	,136	2,526	,166
	Error	29,654	16	1,9					
16	Greenhouse-Geisser	102,212	1,2	85,6	,968	,364	,097	1,156	,153
	Error	950,214	10,7	88,4					
17	Greenhouse-Geisser	79,146	4	19,786	4,4	,014*	,522	17,497	,838
	Error	72,374	16	4,523					
18	Greenhouse-Geisser	45,569	1,8	25,8	,382	,665	,520	,674	,096
	Error	835,369	12,4	67,6					

19	Greenhouse	12,213	1,8	6,6	,306	,723	,037	,562	,089
	-Geisser								
	Error	319,487	14,7	21,7					
20	Greenhouse	7,99	2,1	3,8	,153	,870	,021	,322	,070
	-Geisser								
	Error	366,62	14,8	24,8					
21	Esfericidad	51,868	6	8,6	2,0	,098	,246	11,729	,639
	asumida								
	Error	159,195	36	4.422					
22	Greenhouse	19,846	1,2	17,0	,807	,424	,139	,942	,121
	-Geisser								
	Error	122,974	5,8	21,1					
23	Greenhouse	143,429	1,4	103,2	1,5	,248	,163	2,162	,231
	-Geisser								
	Error	737,891	11,1	66,3					
24	Greenhouse	71,991	1,5	49,0	,802	,435	,910	1,179	,144
	-Geisser								
	Error	718,069	11,8	61,1					
25	Esfericidad	48,416	4	12,1	,688	,611	,147	2,752	,178
	asumida								
	Error	281,536	16	17,6					
26	Esfericidad	20,547	3	6,8	,290	,830	,088	,865	,087
	asumida								
	Error	213,783	9	23,8					
27	Greenhouse	69,45	1,5	46,4	1,6	,234	,192	2,486	,248
	-Geisser								
	Error	292,63	10,5	27,9					
28	Greenhouse	170,027	2,6	65,9	3,1	,053	,234	7,865	,605
	-Geisser								
	Error	557,403	25,8	21,6					
29	Greenhouse	102,356	1,8	58,2	2,5	,113	,202	4,453	,415
	-Geisser								
	Error	403,914	17,6	23,0					
30	Greenhouse	97,206	1,2	82,7	2,4	,178	,320	2,764	,264
	-Geisser								
	Error	206,734	5,88	35,2					
31	Greenhouse	75,371	1,4	55,8	3,1	,109	,342	4,206	,383
	-Geisser								
	Error	145,303	8,1	17,9					
32	Greenhouse	84.362	1,1	76,0	,979	,368	,140	1,086	,139
	-Geisser								
	Error	517.226	6,7	77,7					
33	Greenhouse	54,317	1,9	28,4	1,7	,227	,192	3,178	,284
	-Geisser								
	Error	229,162	13,4	17,1					

APÉNDICE D: ANOVA MEDIDAS REPETIDAS. TABLAS DE COMPARACIONES POR PARES INTRA- SUJETOS

	Estadio		Diferencia de medias (I-J)	Sig. ^a	95% IC para diferencia ^a	
	I	J			Límite inferior	Límite superior
Sujeto 1	1	2	,029	1,000	-1,606	1,663
	1	3	-1,057	1,000	-5,915	3,801
	1	4	-1,143	1,000	-6,369	4,083
	1	5	-1,286	1,000	-6,563	3,991
	1	6	-,943	1,000	-6,729	4,843
	1	7	,657	1,000	-13,042	14,357
	2	3	-1,086	1,000	-5,244	3,073
	2	4	-1,171	1,000	-6,744	4,401
	2	5	-1,314	1,000	-7,309	4,681
	2	6	-,971	1,000	-7,653	5,710
	2	7	,629	1,000	-13,524	14,781
	3	4	-,086	1,000	-4,398	4,226
	3	5	-,229	1,000	-7,501	7,043
	3	6	,114	1,000	-7,785	8,013
	3	7	1,714	1,000	-12,645	16,073
	4	5	-,143	1,000	-5,660	5,374
	4	6	,200	1,000	-5,649	6,049
	4	7	1,800	1,000	-9,859	13,459
	5	6	,343	1,000	-1,437	2,122
	5	7	1,943	1,000	-8,802	12,687
	6	7	1,600	1,000	-7,928	11,128

Se basa en medias marginales estimadas

a. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

	Estadio		Diferencia de medias (I- J)	Sig. ^a	95% IC para diferencia ^a	
	I	J			Límite inferior	Límite superior
Sujeto 2	1	2	-,550	1,000	-11,056	9,956
	1	3	-,350	1,000	-6,506	5,806
	1	4	-1,300	1,000	-5,865	3,265
	2	3	,200	1,000	-7,682	8,082
	2	4	-,750	1,000	-9,085	7,585
	3	4	-,950	,987	-4,183	2,283

Se basa en medias marginales estimadas

a. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

	Estadio		Diferencia de medias (I-J)	Sig. ^a	95% IC para diferencia ^a	
	I	J			Límite inferior	Límite superior
Sujeto 3	1	2	-,800	1,000	-4,215	2,615
	1	3	-2,600	,336	-6,539	1,339
	1	4	-3,229	,917	-9,604	3,147
	1	5	-,457	1,000	-3,981	3,067
	1	6	-,657	1,000	-4,335	3,021
	1	7	-,886	1,000	-4,349	2,577
	2	3	-1,800	,994	-5,440	1,840
	2	4	-2,429	1,000	-10,072	5,215
	2	5	,343	1,000	-3,912	4,598
	2	6	,143	1,000	-4,548	4,834
	2	7	-,086	1,000	-4,839	4,667
	3	4	-,629	1,000	-9,278	8,021
	3	5	2,143	1,000	-4,672	8,957
	3	6	1,943	1,000	-5,129	9,014
	3	7	1,714	1,000	-5,330	8,759
	4	5	2,771	1,000	-3,396	8,939
	4	6	2,571	1,000	-3,608	8,751
	4	7	2,343	1,000	-3,100	7,785
	5	6	-,200	1,000	-,894	,494
	5	7	-,429	1,000	-1,807	,950
	6	7	-,229	1,000	-1,863	1,406

Se basa en medias marginales estimadas

a. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

	Estadio		Diferencia de medias (I-J)	Sig. ^a	95% IC para diferencia ^a	
	I	J			Límite inferior	Límite superior
Sujeto 4	1	2	-,500	1,000	-4,628	3,628
	1	3	-1,600	1,000	-6,879	3,679
	1	4	-,775	1,000	-11,635	10,085
	1	5	-1,850	1,000	-8,201	4,501
	1	6	-1,850	1,000	-10,859	7,159
	1	7	-,850	1,000	-7,397	5,697
	1	8	-1,300	1,000	-8,588	5,988
	2	3	-1,100	1,000	-5,625	3,425
	2	4	-,275	1,000	-10,147	9,597
	2	5	-1,350	1,000	-6,583	3,883
	2	6	-1,350	1,000	-8,745	6,045
	2	7	-,350	1,000	-4,477	3,777
	2	8	-,800	1,000	-6,393	4,793
	3	4	,825	1,000	-5,447	7,097
	3	5	-,250	1,000	-5,927	5,427
	3	6	-,250	1,000	-8,484	7,984
	3	7	,750	1,000	-3,691	5,191
	3	8	,300	1,000	-4,080	4,680
	4	5	-1,075	1,000	-9,199	7,049
	4	6	-1,075	1,000	-11,009	8,859
	4	7	-,075	1,000	-7,733	7,583
	4	8	-,525	1,000	-7,342	6,292
	5	6	,000	1,000	-4,563	4,563
	5	7	1,000	1,000	-2,527	4,527
	5	8	,550	1,000	-4,716	5,816
	6	7	1,000	1,000	-3,981	5,981
	6	8	,550	1,000	-5,723	6,823
	7	8	-,450	1,000	-3,756	2,856

Se basa en medias marginales estimadas

a. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

	Estadio		Diferencia de medias (I-J)	Sig. ^a	95% IC para diferencia ^a	
	I	J			Límite inferior	Límite superior
Sujeto 5	1	2	,160	1,000	-,732	1,052
	1	3	-,120	1,000	-1,755	1,515
	1	4	-,580	1,000	-3,094	1,934
	1	5	-,460	1,000	-3,347	2,427
	1	6	-,760	1,000	-4,713	3,193
	1	7	-,240	1,000	-3,896	3,416
	1	8	,000	1,000	-2,682	2,682
	2	3	-,280	1,000	-1,819	1,259
	2	4	-,740	1,000	-3,187	1,707
	2	5	-,620	1,000	-3,458	2,218
	2	6	-,920	1,000	-4,961	3,121
	2	7	-,400	1,000	-3,878	3,078
	2	8	-,160	1,000	-2,641	2,321
	3	4	-,460	1,000	-2,014	1,094
	3	5	-,340	1,000	-2,538	1,858
	3	6	-,640	1,000	-5,329	4,049
	3	7	-,120	1,000	-4,485	4,245
	3	8	,120	1,000	-3,172	3,412
	4	5	,120	1,000	-,785	1,025
	4	6	-,180	1,000	-5,588	5,228
	4	7	,340	1,000	-4,798	5,478
	4	8	,580	1,000	-3,527	4,687
	5	6	-,300	1,000	-5,635	5,035
	5	7	,220	1,000	-4,929	5,369
	5	8	,460	1,000	-3,724	4,644
	6	7	,520	1,000	-1,008	2,048
	6	8	,760	1,000	-1,662	3,182
	7	8	,240	1,000	-1,571	2,051

Se basa en medias marginales estimadas

a. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

	Estadio		Diferencia de medias (I-J)	Sig. ^a	95% IC para diferencia ^a	
	I	J			Límite inferior	Límite superior
Sujeto 6	1	2	1,267	1,000	-6,763	9,296
	1	3	,200	1,000	-9,677	10,077
	1	4	-,422	1,000	-11,554	10,709
	1	5	-,044	1,000	-15,816	15,728
	1	6	,222	1,000	-15,074	15,518
	1	7	,267	1,000	-14,104	14,637
	1	8	-1,200	1,000	-13,119	10,719
	2	3	-1,067	1,000	-4,855	2,722
	2	4	-1,689	1,000	-9,437	6,059
	2	5	-1,311	1,000	-17,155	14,533
	2	6	-1,044	1,000	-17,638	15,549
	2	7	-1,000	1,000	-17,000	15,000
	2	8	-2,467	1,000	-15,921	10,987
	3	4	-,622	1,000	-6,551	5,306
	3	5	-,244	1,000	-15,162	14,673
	3	6	,022	1,000	-15,488	15,532
	3	7	,067	1,000	-15,001	15,135
	3	8	-1,400	1,000	-13,912	11,112
	4	5	,378	1,000	-9,906	10,661
	4	6	,644	1,000	-10,910	12,199
	4	7	,689	1,000	-10,614	11,992
	4	8	-,778	1,000	-10,101	8,546
	5	6	,267	1,000	-4,320	4,854
	5	7	,311	1,000	-6,045	6,667
	5	8	-1,156	1,000	-9,008	6,697
	6	7	,044	1,000	-2,711	2,800
	6	8	-1,422	1,000	-6,807	3,963
	7	8	-1,467	1,000	-5,010	2,076

Se basa en medias marginales estimadas

a. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

	Estadio		Diferencia de medias (I-J)	Sig. ^a	95% IC para diferencia ^a	
	I	J			Límite inferior	Límite superior
Sujeto 7	1	2	-1,636	1,000	-5,440	2,167
	1	3	-3,273	,768	-8,620	2,075
	1	4	-3,418	1,000	-10,023	3,187
	1	5	-1,091	1,000	-8,406	6,224
	1	6	-,055	1,000	-8,767	8,658
	1	7	-1,273	1,000	-8,904	6,359
	1	8	-2,291	1,000	-9,213	4,631
	2	3	-1,636	1,000	-5,012	1,739
	2	4	-1,782	1,000	-6,731	3,167
	2	5	,545	1,000	-4,751	5,842
	2	6	1,582	1,000	-4,966	8,130
	2	7	,364	1,000	-5,109	5,836
	2	8	-,655	1,000	-5,924	4,615
	3	4	-,145	1,000	-4,846	4,555
	3	5	2,182	1,000	-2,967	7,330
	3	6	3,218	1,000	-2,761	9,197
	3	7	2,000	1,000	-3,214	7,214
	3	8	,982	1,000	-4,855	6,818
	4	5	2,327*	,021*	,277	4,377
	4	6	3,364	,828	-2,228	8,955
	4	7	2,145	,949	-1,536	5,827
	4	8	1,127	1,000	-2,555	4,809
	5	6	1,036	1,000	-4,533	6,606
	5	7	-,182	1,000	-3,040	2,677
	5	8	-1,200	1,000	-4,587	2,187
	6	7	-1,218	1,000	-5,214	2,777
	6	8	-2,236	1,000	-8,044	3,572
	7	8	-1,018	1,000	-3,574	1,537

Se basa en medias marginales estimadas

a. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

	Estadio		Diferencia de medias (I-J)	Sig. ^a	95% IC para diferencia ^a	
	I	J			Límite inferior	Límite superior
Sujeto 8	1	2	-,567	,892	-1,791	,658
	1	3	,600	1,000	-8,720	9,920
	1	4	1,333	1,000	-6,001	8,668
	1	5	,533	1,000	-6,352	7,419
	1	6	,367	1,000	-6,212	6,945
	2	3	1,167	1,000	-9,150	11,483
	2	4	1,900	1,000	-5,569	9,369
	2	5	1,100	1,000	-5,886	8,086
	2	6	,933	1,000	-5,724	7,591
	3	4	,733	1,000	-9,469	10,936
	3	5	-,067	1,000	-10,427	10,293
	3	6	-,233	1,000	-10,428	9,961
	4	5	-,800	,116	-1,777	,177
	4	6	-,967	,223	-2,359	,426
	5	6	-,167	1,000	-,736	,403

Se basa en medias marginales estimadas

a. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

	Estadio		Diferencia de medias (I-J)	Sig. ^a	95% IC para diferencia ^a	
	I	J			Límite inferior	Límite superior
Sujeto 9	1	2	1,333	1,000	-4,339	7,005
	1	3	-,633	1,000	-7,155	5,888
	1	4	2,183	1,000	-3,986	8,353
	1	5	,850	1,000	-4,487	6,187
	1	6	-,017	1,000	-5,595	5,562
	1	7	-,100	1,000	-5,551	5,351
	1	8	-,500	1,000	-5,524	4,524
	2	3	-1,967	1,000	-6,447	2,514
	2	4	,850	1,000	-6,032	7,732
	2	5	-,483	1,000	-6,148	5,182
	2	6	-1,350	1,000	-7,015	4,315
	2	7	-1,433	1,000	-7,507	4,640
	2	8	-1,833	1,000	-8,251	4,584
	3	4	2,817	1,000	-3,633	9,266
	3	5	1,483	1,000	-4,299	7,266
	3	6	,617	1,000	-4,766	6,000
	3	7	,533	1,000	-5,057	6,123
	3	8	,133	1,000	-5,705	5,972
	4	5	-1,333	1,000	-4,869	2,202
	4	6	-2,200	,860	-5,833	1,433
	4	7	-2,283	1,000	-6,539	1,973
	4	8	-2,683	,680	-6,890	1,523
	5	6	-,867	,404	-2,089	,356
	5	7	-,950	1,000	-2,921	1,021
	5	8	-1,350	,511	-3,344	,644
	6	7	-,083	1,000	-1,398	1,232
	6	8	-,483	1,000	-2,143	1,176
	7	8	-,400	1,000	-1,318	,518

Se basa en medias marginales estimadas

a. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

	Estadio		Diferencia de medias (I-J)	Sig. ^a	95% IC para diferencia ^a	
	I	J			Límite inferior	Límite superior
Sujeto 10	1	2	-,275	1,000	-5,134	4,584
	1	3	-1,525	1,000	-8,667	5,617
	1	4	,250	1,000	-8,384	8,884
	1	5	-,925	1,000	-9,246	7,396
	1	6	,550	1,000	-9,167	10,267
	1	7	-,475	1,000	-9,795	8,845
	1	8	-1,225	1,000	-9,314	6,864
	2	3	-1,250	1,000	-8,196	5,696
	2	4	,525	1,000	-9,015	10,065
	2	5	-,650	1,000	-10,147	8,847
	2	6	,825	1,000	-10,979	12,629
	2	7	-,200	1,000	-11,864	11,464
	2	8	-,950	1,000	-11,109	9,209
	3	4	1,775	1,000	-7,522	11,072
	3	5	,600	1,000	-10,062	11,262
	3	6	2,075	1,000	-8,516	12,666
	3	7	1,050	1,000	-9,497	11,597
	3	8	,300	1,000	-8,551	9,151
	4	5	-1,175	1,000	-4,785	2,435
	4	6	,300	1,000	-3,483	4,083
	4	7	-,725	1,000	-5,485	4,035
	4	8	-1,475	1,000	-6,071	3,121
	5	6	1,475	1,000	-3,644	6,594
	5	7	,450	1,000	-4,604	5,504
	5	8	-,300	1,000	-5,138	4,538
	6	7	-1,025	,901	-2,902	,852
	6	8	-1,775	,999	-5,115	1,565
	7	8	-,750	1,000	-3,046	1,546

Se basa en medias marginales estimadas

a. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

	Estadio		Diferencia de medias (I-J)	Sig. ^a	95% IC para diferencia ^a	
	I	J			Límite inferior	Límite superior
Sujeto 11	1	2	-1,400	1,000	-22,282	19,482
	1	3	2,133	1,000	-33,681	37,948
	2	3	3,533	1,000	-18,903	25,970

Se basa en medias marginales estimadas

a. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

	Estadio		Diferencia de medias (I-J)	Sig. ^a	95% IC para diferencia ^a	
	I	J			Límite inferior	Límite superior
Sujeto 12	1	2	,133	1,000	-,869	1,136
	1	3	,022	1,000	-1,391	1,436
	1	4	1,622	1,000	-6,908	10,152
	1	5	-,778	1,000	-5,327	3,772
	1	6	,689	1,000	-1,955	3,333
	1	7	,244	1,000	-2,012	2,501
	1	8	,267	1,000	-2,404	2,937
	2	3	-,111	1,000	-1,043	,820
	2	4	1,489	1,000	-7,046	10,024
	2	5	-,911	1,000	-5,521	3,699
	2	6	,556	1,000	-2,300	3,411
	2	7	,111	1,000	-2,162	2,385
	2	8	,133	1,000	-2,452	2,719
	3	4	1,600	1,000	-6,544	9,744
	3	5	-,800	1,000	-5,130	3,530
	3	6	,667	1,000	-2,068	3,402
	3	7	,222	1,000	-1,809	2,253
	3	8	,244	1,000	-1,981	2,470
	4	5	-2,400	1,000	-7,614	2,814
	4	6	-,933	1,000	-8,719	6,852
	4	7	-1,378	1,000	-9,051	6,295
	4	8	-1,356	1,000	-8,476	5,765
	5	6	1,467	1,000	-1,700	4,634
	5	7	1,022	1,000	-2,405	4,449
	5	8	1,044	1,000	-1,757	3,846
	6	7	-,444	1,000	-1,501	,612
	6	8	-,422	1,000	-1,759	,915
	7	8	,022	1,000	-,821	,866

Se basa en medias marginales estimadas

a. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

	Estadio		Diferencia de medias (I-J)	Sig. ^a	95% IC para diferencia ^a	
	I	J			Límite inferior	Límite superior
Sujeto 13	1	2	-4,467	,290	-10,617	1,684
	1	3	-,778	1,000	-13,273	11,717
	1	4	-,333	1,000	-4,050	3,384
	1	5	-,400	1,000	-4,063	3,263
	1	6	-,422	1,000	-3,587	2,743
	1	7	-,556	1,000	-4,334	3,223
	1	8	-,378	1,000	-3,626	2,871
	2	3	3,689	1,000	-7,027	14,405
	2	4	4,133	,498	-2,245	10,511
	2	5	4,067	,662	-2,624	10,758
	2	6	4,044	,459	-2,086	10,175
	2	7	3,911	,662	-2,525	10,348
	2	8	4,089	,549	-2,357	10,534
	3	4	,444	1,000	-9,650	10,539
	3	5	,378	1,000	-10,102	10,857
	3	6	,356	1,000	-10,025	10,737
	3	7	,222	1,000	-10,222	10,667
	3	8	,400	1,000	-10,594	11,394
	4	5	-,067	1,000	-1,231	1,098
	4	6	-,089	1,000	-,840	,662
	4	7	-,222	1,000	-1,182	,738
	4	8	-,044	1,000	-1,358	1,269
	5	6	-,022	1,000	-1,007	,962
	5	7	-,156	1,000	-1,057	,746
	5	8	,022	1,000	-1,649	1,693
	6	7	-,133	1,000	-,998	,732
	6	8	,044	1,000	-1,251	1,340
	7	8	,178	1,000	-1,050	1,405

Se basa en medias marginales estimadas

a. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

	Estadio		Diferencia de medias (I-J)	Sig. ^a	95% IC para diferencia ^a	
	I	J			Límite inferior	Límite superior
Sujeto 14	1	2	1,689	1,000	-10,514	13,892
	1	3	-1,889	,658	-4,993	1,215
	1	4	2,622	1,000	-6,853	12,098
	1	5	2,089	1,000	-7,445	11,623
	1	6	1,244	1,000	-6,602	9,091
	1	7	,644	1,000	-8,553	9,842
	1	8	,667	1,000	-8,184	9,518
	2	3	-3,578	1,000	-14,806	7,650
	2	4	,933	1,000	-14,020	15,887
	2	5	,400	1,000	-16,222	17,022
	2	6	-,444	1,000	-15,214	14,325
	2	7	-1,044	1,000	-16,220	14,132
	2	8	-1,022	1,000	-15,359	13,315
	3	4	4,511	1,000	-4,474	13,496
	3	5	3,978	1,000	-5,157	13,113
	3	6	3,133	1,000	-3,710	9,976
	3	7	2,533	1,000	-5,787	10,853
	3	8	2,556	1,000	-5,281	10,392
	4	5	-,533	1,000	-5,248	4,182
	4	6	-1,378	1,000	-8,254	5,498
	4	7	-1,978	1,000	-9,078	5,122
	4	8	-1,956	1,000	-10,398	6,487
	5	6	-,844	1,000	-5,179	3,490
	5	7	-1,444	1,000	-6,494	3,605
	5	8	-1,422	1,000	-8,302	5,457
	6	7	-,600	1,000	-2,929	1,729
	6	8	-,578	1,000	-3,808	2,653
	7	8	,022	1,000	-2,169	2,214

Se basa en medias marginales estimadas

a. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

	Estadio		Diferencia de medias (I-J)	Sig. ^a	95% IC para diferencia ^a	
	I	J			Límite inferior	Límite superior
Sujeto 15	1	2	,680	1,000	-6,245	7,605
		3	,120	1,000	-4,152	4,392
		4	-1.42E-11	1,000	-6,173	6,173
		5	-,680	1,000	-4,195	2,835
	2	3	-,560	1,000	-4,263	3,143
		4	-,680	1,000	-6,114	4,754
		5	-1,360	1,000	-7,445	4,725
	3	4	-,120	1,000	-3,563	3,323
		5	-,800	1,000	-3,947	2,347
	4	5	-,680	1,000	-4,369	3,009

Se basa en medias marginales estimadas

a. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

	Estadio		Diferencia de medias (I-J)	Sig. ^a	95% IC para diferencia ^a	
	I	J			Límite inferior	Límite superior
Sujeto 17	1	2	,800	1,000	-6,101	7,701
		3	4,240	1,000	-7,058	15,538
		4	4,040	,256	-2,482	10,562
		5	3,640	,069	-,340	7,620
	2	3	3,440	1,000	-7,554	14,434
		4	3,240	,760	-4,381	10,861
		5	2,840	,991	-4,589	10,269
	3	4	-,200	1,000	-5,897	5,497
		5	-,600	1,000	-8,234	7,034
	4	5	-,400	1,000	-3,298	2,498

Se basa en medias marginales estimadas

a. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

	Estadio		Diferencia de medias (I-J)	Sig. ^a	95% IC para diferencia ^a	
	I	J			Límite inferior	Límite superior
Sujeto 16	1	2	-,020	1,000	-,899	,859
	1	3	-1,400	1,000	-4,400	1,600
	1	4	,780	1,000	-3,676	5,236
	1	5	1,980	1,000	-6,861	10,821
	1	6	1,860	1,000	-8,788	12,508
	1	7	1,980	1,000	-8,397	12,357
	1	8	1,200	1,000	-7,693	10,093
	2	3	-1,380	1,000	-4,315	1,555
	2	4	,800	1,000	-3,359	4,959
	2	5	2,000	1,000	-7,295	11,295
	2	6	1,880	1,000	-9,257	13,017
	2	7	2,000	1,000	-8,902	12,902
	2	8	1,220	1,000	-8,139	10,579
	3	4	2,180	,250	-,691	5,051
	3	5	3,380	1,000	-4,927	11,687
	3	6	3,260	1,000	-6,996	13,516
	3	7	3,380	1,000	-6,671	13,431
	3	8	2,600	1,000	-5,999	11,199
	4	5	1,200	1,000	-7,617	10,017
	4	6	1,080	1,000	-9,774	11,934
	4	7	1,200	1,000	-9,370	11,770
	4	8	,420	1,000	-8,521	9,361
	5	6	-,120	1,000	-2,280	2,040
	5	7	-1.42E-11	1,000	-2,186	2,186
5	8	-,780	,276	-1,827	,267	
6	7	,120	1,000	-1,125	1,365	
6	8	-,660	1,000	-2,915	1,595	
7	8	-,780	1,000	-2,690	1,130	

Se basa en medias marginales estimadas

a. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

	Estadio		Diferencia de medias (I-J)	Sig. ^a	95% IC para diferencia ^a	
	I	J			Límite inferior	Límite superior
Sujeto 18	1	2	1,775	1,000	-7,751	11,301
	1	3	-,150	1,000	-10,133	9,833
	1	4	1,025	1,000	-15,246	17,296
	1	5	2,575	1,000	-9,544	14,694
	1	6	,550	1,000	-5,930	7,030
	1	7	1,300	1,000	-5,737	8,337
	2	3	-1,925	1,000	-6,396	2,546
	2	4	-,750	1,000	-17,529	16,029
	2	5	,800	1,000	-12,169	13,769
	2	6	-1,225	1,000	-9,332	6,882
	2	7	-,475	1,000	-9,841	8,891
	3	4	1,175	1,000	-15,301	17,651
	3	5	2,725	1,000	-9,453	14,903
	3	6	,700	1,000	-6,740	8,140
	3	7	1,450	1,000	-7,130	10,030
	4	5	1,550	1,000	-3,918	7,018
	4	6	-,475	1,000	-12,253	11,303
	4	7	,275	1,000	-10,193	10,743
	5	6	-2,025	1,000	-9,654	5,604
	5	7	-1,275	1,000	-7,588	5,038
	6	7	,750	1,000	-,863	2,363

Se basa en medias marginales estimadas

a. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

	Estadio		Diferencia de medias (I-J)	Sig. ^a	95% IC para diferencia ^a	
	I	J			Límite inferior	Límite superior
Sujeto 19	1	2	,711	1,000	-1,199	2,621
	1	3	,489	1,000	-3,693	4,671
	1	4	,578	1,000	-7,907	9,062
	1	5	-,111	1,000	-4,917	4,695
	1	6	-,333	1,000	-6,476	5,809
	1	7	-,422	1,000	-6,279	5,435
	1	8	-,200	1,000	-5,485	5,085
	2	3	-,222	1,000	-4,086	3,641
	2	4	-,133	1,000	-8,978	8,711
	2	5	-,822	1,000	-5,913	4,268
	2	6	-1,044	1,000	-7,416	5,328
	2	7	-1,133	1,000	-7,192	4,925
	2	8	-,911	1,000	-6,462	4,640
	3	4	,089	1,000	-7,559	7,737
	3	5	-,600	1,000	-5,500	4,300
	3	6	-,822	1,000	-7,022	5,378
	3	7	-,911	1,000	-6,725	4,903
	3	8	-,689	1,000	-6,183	4,805
	4	5	-,689	1,000	-7,010	5,632
	4	6	-,911	1,000	-5,157	3,335
	4	7	-1,000	1,000	-5,080	3,080
	4	8	-,778	1,000	-5,120	3,564
	5	6	-,222	1,000	-3,105	2,660
	5	7	-,311	1,000	-2,955	2,333
	5	8	-,089	1,000	-2,588	2,410
	6	7	-,089	1,000	-1,104	,927
	6	8	,133	1,000	-1,243	1,509
	7	8	,222	1,000	-,564	1,008

Se basa en medias marginales estimadas

a. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

	Estadio		Diferencia de medias (I-J)	Sig. ^a	95% IC para diferencia ^a	
	I	J			Límite inferior	Límite superior
Sujeto 20	1	2	-,700	1,000	-4,568	3,168
	1	3	-,275	1,000	-8,512	7,962
	1	4	,225	1,000	-8,060	8,510
	1	5	,525	1,000	-8,756	9,806
	1	6	,300	1,000	-8,913	9,513
	1	7	-,050	1,000	-9,164	9,064
	1	8	-,125	1,000	-9,066	8,816
	2	3	,425	1,000	-6,000	6,850
	2	4	,925	1,000	-7,132	8,982
	2	5	1,225	1,000	-6,944	9,394
	2	6	1,000	1,000	-7,097	9,097
	2	7	,650	1,000	-7,170	8,470
	2	8	,575	1,000	-7,355	8,505
	3	4	,500	1,000	-6,515	7,515
	3	5	,800	1,000	-7,062	8,662
	3	6	,575	1,000	-7,728	8,878
	3	7	,225	1,000	-7,566	8,016
	3	8	,150	1,000	-7,642	7,942
	4	5	,300	1,000	-4,176	4,776
	4	6	,075	1,000	-5,040	5,190
	4	7	-,275	1,000	-5,337	4,787
	4	8	-,350	1,000	-4,802	4,102
	5	6	-,225	1,000	-1,636	1,186
	5	7	-,575	1,000	-1,974	,824
	5	8	-,650	,744	-1,784	,484
	6	7	-,350	1,000	-1,211	,511
	6	8	-,425	1,000	-1,569	,719
	7	8	-,075	1,000	-1,051	,901

Se basa en medias marginales estimadas

a. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

	Estadio		Diferencia de medias (I-J)	Sig. ^a	95% IC para diferencia ^a	
	I	J			Límite inferior	Límite superior
Sujeto 21	1	2	-,400	1,000	-8,713	7,913
	1	3	-1,029	1,000	-11,005	8,948
	1	4	-2,200	1,000	-7,329	2,929
	1	5	-1,829	1,000	-8,386	4,729
	1	6	-2,771	1,000	-9,442	3,899
	1	7	-2,743	1,000	-9,001	3,515
	2	3	-,629	1,000	-5,225	3,968
	2	4	-1,800	1,000	-7,132	3,532
	2	5	-1,429	1,000	-6,030	3,173
	2	6	-2,371	,802	-6,878	2,135
	2	7	-2,343	,718	-6,660	1,974
	3	4	-1,171	1,000	-9,386	7,043
	3	5	-,800	1,000	-7,855	6,255
	3	6	-1,743	1,000	-8,411	4,925
	3	7	-1,714	1,000	-8,540	5,111
	4	5	,371	1,000	-2,759	3,502
	4	6	-,571	1,000	-3,793	2,651
	4	7	-,543	1,000	-3,403	2,317
	5	6	-,943	,019	-1,726	-,160
	5	7	-,914	,181	-2,114	,285
	6	7	,029	1,000	-1,078	1,136

Se basa en medias marginales estimadas

a. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

	Estadio		Diferencia de medias (I-J)	Sig. ^a	95% IC para diferencia ^a	
	I	J			Límite inferior	Límite superior
Sujeto 22	1	2	-1,833	1,000	-15,110	11,443
	1	3	-,300	1,000	-7,127	6,527
	1	4	,367	1,000	-3,202	3,935
	1	5	-,633	1,000	-8,237	6,970
	1	6	-1,233	1,000	-9,653	7,186
	2	3	1,533	1,000	-5,196	8,262
	2	4	2,200	1,000	-8,288	12,688
	2	5	1,200	1,000	-5,309	7,709
	2	6	,600	1,000	-4,696	5,896
	3	4	,667	1,000	-3,658	4,991
	3	5	-,333	1,000	-3,184	2,517
	3	6	-,933	1,000	-3,211	1,345
	4	5	-1,000	1,000	-5,319	3,319
	4	6	-1,600	1,000	-7,100	3,900
	5	6	-,600	1,000	-3,113	1,913

Se basa en medias marginales estimadas

a. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

	Estadio		Diferencia de medias (I-J)	Sig. ^a	95% IC para diferencia ^a	
	I	J			Límite inferior	Límite superior
Sujeto 23	1	2	,933	1,000	-2,200	4,067
	1	3	,444	1,000	-4,397	5,286
	1	4	4,000	,816	-2,918	10,918
	1	5	3,200	1,000	-6,728	13,128
	1	6	3,378	1,000	-7,112	13,867
	1	7	2,978	1,000	-6,015	11,971
	1	8	2,622	1,000	-4,638	9,882
	2	3	-,489	1,000	-3,181	2,204
	2	4	3,067	1,000	-4,828	10,961
	2	5	2,267	1,000	-8,877	13,410
	2	6	2,444	1,000	-9,464	14,353
	2	7	2,044	1,000	-8,187	12,276
	2	8	1,689	1,000	-6,971	10,349
	3	4	3,556	1,000	-4,860	11,972
	3	5	2,756	1,000	-9,224	14,735
	3	6	2,933	1,000	-9,892	15,759
	3	7	2,533	1,000	-8,642	13,708
	3	8	2,178	1,000	-7,231	11,586
	4	5	-,800	1,000	-6,806	5,206
	4	6	-,622	1,000	-6,724	5,479
	4	7	-1,022	1,000	-5,880	3,836
	4	8	-1,378	1,000	-6,096	3,341
	5	6	,178	1,000	-1,859	2,215
	5	7	-,222	1,000	-3,806	3,362
	5	8	-,578	1,000	-5,448	4,292
	6	7	-,400	1,000	-3,044	2,244
	6	8	-,756	1,000	-5,293	3,782
	7	8	-,356	1,000	-2,967	2,256

Se basa en medias marginales estimadas

a. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

	Estadio		Diferencia de medias (I-J)	Sig. ^a	95% IC para diferencia ^a	
	I	J			Límite inferior	Límite superior
Sujeto 24	1	2	-1,444	1,000	-4,900	2,011
	1	3	-3,622	,314	-8,690	1,445
	1	4	-1,044	1,000	-13,787	11,698
	1	5	-,956	1,000	-12,054	10,143
	1	6	-1,156	1,000	-13,103	10,792
	1	7	-1,689	1,000	-11,979	8,601
	1	8	-2,267	1,000	-11,849	7,316
	2	3	-2,178	,569	-5,639	1,283
	2	4	,400	1,000	-10,638	11,438
	2	5	,489	1,000	-8,544	9,522
	2	6	,289	1,000	-9,532	10,110
	2	7	-,244	1,000	-8,479	7,990
	2	8	-,822	1,000	-8,456	6,811
	3	4	2,578	1,000	-7,406	12,561
	3	5	2,667	1,000	-6,253	11,586
	3	6	2,467	1,000	-7,361	12,294
	3	7	1,933	1,000	-6,818	10,685
	3	8	1,356	1,000	-6,981	9,692
	4	5	,089	1,000	-3,878	4,056
	4	6	-,111	1,000	-4,741	4,519
	4	7	-,644	1,000	-6,546	5,257
	4	8	-1,222	1,000	-8,146	5,701
	5	6	-,200	1,000	-1,470	1,070
	5	7	-,733	1,000	-2,868	1,402
	5	8	-1,311	1,000	-4,672	2,050
	6	7	-,533	1,000	-2,619	1,552
	6	8	-1,111	1,000	-4,398	2,176
	7	8	-,578	1,000	-2,213	1,058

Se basa en medias marginales estimadas

a. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

	Estadio		Diferencia de medias (I-J)	Sig. ^a	95% IC para diferencia ^a	
	I	J			Límite inferior	Límite superior
Sujeto 25	1	2	-1,600	1,000	-19,162	15,962
		3	2,000	1,000	-21,919	25,919
		4	2,040	1,000	-19,373	23,453
		5	1,360	1,000	-20,536	23,256
	2	3	3,600	1,000	-7,953	15,153
		4	3,640	1,000	-7,036	14,316
		5	2,960	1,000	-7,012	12,932
	3	4	,040	1,000	-3,381	3,461
		5	-,640	1,000	-5,110	3,830
	4	5	-,680	1,000	-3,547	2,187

Se basa en medias marginales estimadas

a. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

	Estadio		Diferencia de medias (I-J)	Sig. ^a	95% IC para diferencia ^a	
	I	J			Límite inferior	Límite superior
Sujeto 26	1	2	1,800	1,000	-27,295	30,895
		3	2,750	1,000	-9,380	14,880
		4	2,800	1,000	-10,994	16,594
	2	3	,950	1,000	-29,499	31,399
		4	1,000	1,000	-23,364	25,364
	3	4	,050	1,000	-7,855	7,955

Se basa en medias marginales estimadas

a. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

	Estadio		Diferencia de medias (I-J)	Sig. ^a	95% IC para diferencia ^a	
	I	J			Límite inferior	Límite superior
	1	2	2,625	1,000	-8,354	13,604
	1	3	,150	1,000	-,649	,949
	1	4	-,050	1,000	-7,696	7,596
	1	5	-,725	1,000	-4,588	3,138
	1	6	-,100	1,000	-3,750	3,550
	1	7	-,500	1,000	-5,188	4,188
	1	8	-1,000	1,000	-4,439	2,439
	2	3	-2,475	1,000	-13,706	8,756
	2	4	-2,675	1,000	-7,740	2,390
	2	5	-3,350	1,000	-12,733	6,033
	2	6	-2,725	1,000	-12,057	6,607
	2	7	-3,125	1,000	-12,273	6,023
	2	8	-3,625	1,000	-12,637	5,387
Sujeto 27	3	4	-,200	1,000	-8,012	7,612
	3	5	-,875	1,000	-4,898	3,148
	3	6	-,250	1,000	-3,880	3,380
	3	7	-,650	1,000	-5,459	4,159
	3	8	-1,150	1,000	-4,675	2,375
	4	5	-,675	1,000	-6,492	5,142
	4	6	-,050	1,000	-5,319	5,219
	4	7	-,450	1,000	-5,155	4,255
	4	8	-,950	1,000	-5,954	4,054
	5	6	,625	1,000	-2,053	3,303
	5	7	,225	1,000	-2,737	3,187
	5	8	-,275	1,000	-1,905	1,355
	6	7	-,400	1,000	-2,414	1,614
	6	8	-,900	,399	-2,256	,456
	7	8	-,500	1,000	-2,597	1,597

Se basa en medias marginales estimadas

a. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

	Estadio		Diferencia de medias (I-J)	Sig. ^a	95% IC para diferencia ^a	
	I	J			Límite inferior	Límite superior
Sujeto 28	1	2	2,625	1,000	-8,354	13,604
	1	3	,150	1,000	-,649	,949
	1	4	-,050	1,000	-7,696	7,596
	1	5	-,725	1,000	-4,588	3,138
	1	6	-,100	1,000	-3,750	3,550
	1	7	-,500	1,000	-5,188	4,188
	1	8	-1,000	1,000	-4,439	2,439
	2	3	-2,475	1,000	-13,706	8,756
	2	4	-2,675	1,000	-7,740	2,390
	2	5	-3,350	1,000	-12,733	6,033
	2	6	-2,725	1,000	-12,057	6,607
	2	7	-3,125	1,000	-12,273	6,023
	2	8	-3,625	1,000	-12,637	5,387
	3	4	-,200	1,000	-8,012	7,612
	3	5	-,875	1,000	-4,898	3,148
	3	6	-,250	1,000	-3,880	3,380
	3	7	-,650	1,000	-5,459	4,159
	3	8	-1,150	1,000	-4,675	2,375
	4	5	-,675	1,000	-6,492	5,142
	4	6	-,050	1,000	-5,319	5,219
	4	7	-,450	1,000	-5,155	4,255
	4	8	-,950	1,000	-5,954	4,054
	5	6	,625	1,000	-2,053	3,303
	5	7	,225	1,000	-2,737	3,187
	5	8	-,275	1,000	-1,905	1,355
	6	7	-,400	1,000	-2,414	1,614
	6	8	-,900	,399	-2,256	,456
	7	8	-,500	1,000	-2,597	1,597

Se basa en medias marginales estimadas

a. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

	Estadio		Diferencia de medias (I-J)	Sig. ^a	95% IC para diferencia ^a	
	I	J			Límite inferior	Límite superior
Sujeto 29	1	2	-,618	1,000	-2,545	1,309
	1	3	-1,636	1,000	-5,999	2,726
	1	4	,218	1,000	-4,437	4,874
	1	5	1,327	1,000	-3,166	5,820
	1	6	,964	1,000	-3,754	5,682
	1	7	1,127	1,000	-3,525	5,780
	1	8	1,891	1,000	-3,277	7,059
	2	3	-1,018	1,000	-4,182	2,145
	2	4	,836	1,000	-4,238	5,911
	2	5	1,945	1,000	-3,196	7,087
	2	6	1,582	1,000	-4,009	7,173
	2	7	1,745	1,000	-3,497	6,988
	2	8	2,509	1,000	-3,338	8,357
	3	4	1,855	1,000	-4,216	7,925
	3	5	2,964	1,000	-2,888	8,815
	3	6	2,600	1,000	-3,833	9,033
	3	7	2,764	1,000	-3,155	8,682
	3	8	3,527	1,000	-3,056	10,111
	4	5	1,109	1,000	-1,367	3,585
	4	6	,745	1,000	-2,446	3,937
	4	7	,909	1,000	-1,836	3,655
	4	8	1,673	,049	,005	3,341
	5	6	-,364	1,000	-1,566	,838
	5	7	-,200	1,000	-,963	,563
	5	8	,564	1,000	-,948	2,075
	6	7	,164	1,000	-,839	1,166
	6	8	,927	1,000	-1,313	3,167
	7	8	,764	1,000	-1,168	2,695

Se basa en medias marginales estimadas

a. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

	Estadio		Diferencia de medias (I-J)	Sig. ^a	95% IC para diferencia ^a	
	I	J			Límite inferior	Límite superior
Sujeto 30	1	2	4,800	,048	,052	9,548
	1	3	4,633	,379	-3,076	12,343
	1	4	4,067	1,000	-9,350	17,484
	1	5	3,867	1,000	-11,117	18,851
	1	6	4,267	1,000	-8,924	17,458
	2	3	-,167	1,000	-4,271	3,938
	2	4	-,733	1,000	-9,592	8,125
	2	5	-,933	1,000	-11,493	9,627
	2	6	-,533	1,000	-9,515	8,448
	3	4	-,567	1,000	-7,078	5,945
	3	5	-,767	1,000	-9,553	8,020
	3	6	-,367	1,000	-6,867	6,133
	4	5	-,200	1,000	-3,519	3,119
	4	6	,200	1,000	-2,668	3,068
	5	6	,400	1,000	-2,666	3,466

Se basa en medias marginales estimadas

a. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

	Estadio		Diferencia de medias (I-J)	Sig. ^a	95% IC para diferencia ^a	
	I	J			Límite inferior	Límite superior
Sujeto 31	1	2	-1,886	1,000	-7,550	3,779
	1	3	-,171	1,000	-4,186	3,843
	1	4	,857	1,000	-2,801	4,515
	1	5	2,000	1,000	-3,209	7,209
	1	6	1,429	1,000	-3,511	6,369
	1	7	1,571	1,000	-3,398	6,541
	2	3	1,714	,717	-1,443	4,871
	2	4	2,743	1,000	-5,079	10,565
	2	5	3,886	1,000	-5,273	13,045
	2	6	3,314	1,000	-5,480	12,108
	2	7	3,457	1,000	-4,817	11,731
	3	4	1,029	1,000	-4,448	6,505
	3	5	2,171	1,000	-4,786	9,128
	3	6	1,600	1,000	-4,807	8,007
	3	7	1,743	1,000	-4,236	7,721
	4	5	1,143	,498	-,767	3,053
	4	6	,571	1,000	-1,018	2,161
	4	7	,714	1,000	-1,284	2,712
	5	6	-,571	1,000	-2,306	1,163
	5	7	-,429	1,000	-2,550	1,693
	6	7	,143	1,000	-,926	1,212

Se basa en medias marginales estimadas
a. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

	Estadio		Diferencia de medias (I-J)	Sig. ^a	95% IC para diferencia ^a	
	I	J			Límite inferior	Límite superior
Sujeto 32	1	2	-,486	1,000	-2,066	1,095
	1	3	-1.42E-11	1,000	-2,532	2,532
	1	4	3,371	1,000	-10,618	17,361
	1	5	2,257	1,000	-10,688	15,202
	1	6	1,686	1,000	-12,554	15,925
	1	7	1,714	1,000	-12,456	15,884
	2	3	,486	1,000	-1,110	2,082
	2	4	3,857	1,000	-9,097	16,812
	2	5	2,743	1,000	-9,088	14,574
	2	6	2,171	1,000	-10,942	15,284
	2	7	2,200	1,000	-10,901	15,301
	3	4	3,371	1,000	-9,879	16,622
	3	5	2,257	1,000	-10,059	14,573
	3	6	1,686	1,000	-11,855	15,226
	3	7	1,714	1,000	-11,895	15,324
	4	5	-1,114	1,000	-4,740	2,512
	4	6	-1,686	1,000	-5,493	2,122
	4	7	-1,657	1,000	-5,643	2,329
	5	6	-,571	1,000	-2,600	1,457
	5	7	-,543	1,000	-2,984	1,899
	6	7	,029	1,000	-1,278	1,335

Se basa en medias marginales estimadas

a. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

	instante		Diferencia de medias (I-J)	Sig. ^a	95% IC para diferencia ^a	
	I	J			Límite inferior	Límite superior
Sujeto 33	1	2	-,050	1,000	-,828	,728
	1	3	-1,400	,130	-3,072	,272
	1	4	-1,425	1,000	-9,933	7,083
	1	5	,325	1,000	-6,328	6,978
	1	6	1,400	1,000	-4,226	7,026
	1	7	,525	1,000	-4,345	5,395
	1	8	,675	1,000	-4,295	5,645
	2	3	-1,350	,036	-2,626	-,074
	2	4	-1,375	1,000	-9,705	6,955
	2	5	,375	1,000	-6,071	6,821
	2	6	1,450	1,000	-4,230	7,130
	2	7	,575	1,000	-4,212	5,362
	2	8	,725	1,000	-4,148	5,598
	3	4	-,025	1,000	-7,688	7,638
	3	5	1,725	1,000	-3,916	7,366
	3	6	2,800	1,000	-3,031	8,631
	3	7	1,925	1,000	-2,482	6,332
	3	8	2,075	1,000	-2,528	6,678
	4	5	1,750	1,000	-1,612	5,112
	4	6	2,825	1,000	-4,311	9,961
	4	7	1,950	1,000	-2,788	6,688
	4	8	2,100	1,000	-2,843	7,043
	5	6	1,075	1,000	-6,220	8,370
	5	7	,200	1,000	-4,058	4,458
5	8	,350	1,000	-4,466	5,166	
6	7	-,875	1,000	-4,377	2,627	
6	8	-,725	1,000	-3,322	1,872	
7	8	,150	1,000	-1,043	1,343	

Se basa en medias marginales estimadas

a. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

APÉNDICE E: CORRELACIÓN PEARSON ENTRE LAS VARIABLES DE ESTUDIO. RESULTADOS DEL TEST POR ESTADIO

Estadio	variable		Velocidad	Potencia	Cadencia	Torque	%CADPREF ^a	HR	Desarrollo
1	Velocidad (Km/h)	r							
		P-valor							
		n							
	Potencia (W)	r	,352(*)						
		P-valor	0,045						
		n	33						
	Cadencia (rpm)	r	-0,043	0,252					
		P-valor	0,813	0,158					
		n	33	33					
	Torque (N·m)	r	0,169	,950(*)	0,03				
		P-valor	0,372	<0,001	0,876				
		n	30	30	30				
	%CADPREF	r	-0,021	-0,02	0,083	-0,007			
		P-valor	0,907	0,911	0,645	0,97			
		n	33	33	33	30			
	HR (ppm)	r	0,264	0,276	0,01	0,126	-0,185		
		P-valor	0,144	0,127	0,959	0,514	0,311		
		n	32	32	32	29	32		
Desarrollo (plato/piñón)	r	0,148	-0,231	-,911(*)	-0,076	-0,035	0,034		
	P-valor	0,41	0,195	<0,001	0,69	0,846	0,855		
	n	33	33	33	30	33	32		
2	Velocidad (Km/h)	r							
		P-valor							
		n							
	Potencia (W)	r	,543(*)						
		P-valor	0,001						
		n	33						
	Cadencia (rpm)	r	0,278	0,122					
		P-valor	0,118	0,498					
		n	33	33					
	Torque (N·m)	r	0,336	,996(*)	-0,081				
		P-valor	0,074	<0,001	0,676				
		n	29	29	29				
	%CADPREF	r	-0,136	-0,265	0,18	-0,219			
		P-valor	0,449	0,136	0,317	0,254			
		n	33	33	33	29			
	HR (ppm)	r	0,336	0,262	-0,023	0,175	-,362(*)		
		P-valor	0,06	0,147	0,899	0,374	0,042		
		n	32	32	32	28	32		

	Desarrollo (plato/piñón)	r	-0,226	-0,135	-,927(*)	-0,014	-0,097	0,031	
		P-valor	0,206	0,453	<0,001	0,944	0,591	0,865	
		n	33	33	33	29	33	32	
3	Velocidad (Km/h)	r							
		P-valor							
		n							
	Potencia (W)	r	,497(*)						
		P-valor	0,003						
		n	33						
	Cadencia (rpm)	r	0,163	0,02					
		P-valor	0,364	0,912					
		n	33	33					
	Torque (N·m)	r	0,301	,997(*)	-0,111				
		P-valor	0,113	<0,001	0,568				
		n	29	29	29				
	%CADPREF	r	-0,152	-,364(*)	0,298	-0,262			
		P-valor	0,399	0,038	0,092	0,169			
		n	33	33	33	29			
	HR (ppm)	r	,384(*)	0,23	0,109	0,142	-0,084		
		P-valor	0,03	0,206	0,552	0,471	0,649		
		n	32	32	32	28	32		
Desarrollo (plato/piñón)	r	-0,123	-0,068	-,925(*)	0,028	-0,212	0,124		
	P-valor	0,495	0,706	<0,001	0,884	0,237	0,499		
	n	33	33	33	29	33	32		
4	Velocidad (Km/h)	r							
		P-valor							
		n							
	Potencia (W)	r	,398(*)						
		P-valor	0,022						
		n	33						
	Cadencia (rpm)	r	-,382(*)	-0,055					
		P-valor	0,028	0,761					
		n	33	33					
	Torque (N·m)	r	0,093	,998(*)	-0,003				
		P-valor	0,633	<0,001	0,988				
		n	29	29	29				
	%CADPREF	r	-,471(*)	-0,303	0,334	-0,058			
		P-valor	0,006	0,086	0,057	0,765			
		n	33	33	33	29			
	HR (ppm)	r	0,091	0,199	0,181	0,148	0,015		
		P-valor	0,621	0,274	0,321	0,451	0,936		
		n	32	32	32	28	32		

	Desarrollo (plato/piñón)	r	,354(*)	0,117	-,918(*)	0,053	-0,296	0,036	
		P-valor	0,044	0,518	<0,001	0,786	0,094	0,846	
		n	33	33	33	29	33	32	
5	Velocidad (Kh/h)	r							
		P-valor							
		n							
	Potencia (W)	r	,376(*)						
		P-valor	0,031						
		n	33						
	Cadencia (rpm)	r	0,043	0,082					
		P-valor	0,812	0,651					
		n	33	33					
	Torque (N·m)	r	0,136	,997(*)	0,06				
		P-valor	0,482	<0,001	0,756				
		n	29	29	29				
	%CADPREF	r	-0,123	-0,169	,400(*)	0,007			
		P-valor	0,494	0,348	0,021	0,97			
		n	33	33	33	29			
	HR (ppm)	r	0,323	0,164	0,125	0,124	0,048		
		P-valor	0,071	0,371	0,495	0,528	0,796		
		n	32	32	32	28	32		
	Desarrollo (plato/piñón)	r	0,01	-0,028	-,943(*)	-0,032	-0,339	0,145	
		P-valor	0,954	0,878	<0,001	0,871	0,054	0,427	
		n	33	33	33	29	33	32	
	6	Velocidad (Kh/h)	r						
			P-valor						
			n						
Potencia (W)		r	0,192						
		P-valor	0,284						
		n	33						
Cadencia (rpm)		r	0,314	0,146					
		P-valor	0,075	0,417					
		n	33	33					
Torque (N·m)		r	-0,04	,995(*)	0,052				
		P-valor	0,836	<0,001	0,79				
		n	29	29	29				
%CADPREF		r	0,042	-0,105	,409(*)	0,036			
		P-valor	0,818	0,562	0,018	0,853			
		n	33	33	33	29			
HR (ppm)		r	,448(*)	0,173	-0,043	0,124	-0,119		
		P-valor	0,01	0,344	0,814	0,528	0,516		
		n	32	32	32	28	32		

	Desarrollo (plato/piñón)	r	-0,287	-0,105	-,916(*)	-0,029	-0,306	-	0,001	
		P-valor	0,106	0,562	<0,001	0,882	0,083		0,995	
		n	33	33	33	29	33		32	
7	Velocidad (Kh/h)	r								
		P-valor								
		n								
	Potencia (W)	r	0,138							
		P-valor	0,444							
		n	33							
	Cadencia (rpm)	r	-0,037	0,147						
		P-valor	0,84	0,423						
		n	32	32						
	Torque (N·m)	r	-0,04	,994(*)	0,138					
		P-valor	0,842	<0,001	0,483					
		n	28	28	28					
	%CADPREF	r	-0,1	-0,121	0,289	0,057				
		P-valor	0,579	0,502	0,108	0,774				
		n	33	33	32	28				
	HR (ppm)	r	0,325	0,172	-0,082	0,148	-0,134			
		P-valor	0,07	0,346	0,662	0,461	0,465			
		n	32	32	31	27	32			
		Desarrollo (plato/piñón)	r	-0,068	-0,177	-,856(*)	-0,152	-0,15	-	0,053
			P-valor	0,705	0,324	<0,001	0,44	0,403		0,774
		n	33	33	32	28	33		32	
8	Velocidad (Kh/h)	r								
		P-valor								
		n								
	Potencia (W)	r	0,227							
		P-valor	0,211							
		n	32							
	Cadencia (rpm)	r	0,087	0,019						
		P-valor	0,634	0,92						
		n	32	32						
	Torque (N·m)	r	0,094	,993(*)	-0,066					
		P-valor	0,636	<0,001	0,738					
		n	28	28	28					
	%CADPREF	r	-0,124	-0,236	0,313	-0,076				
		P-valor	0,497	0,194	0,081	0,702				
		n	32	32	32	28				
	HR (ppm)	r	-0,228	0,07	0,156	0,103	0,156			
	P-valor	0,217	0,708	0,403	0,61	0,401				
	n	31	31	31	27	31				

	Desarrollo (plato/piñón)	r	0,163	-0,002	-,887(*)	0,02	-0,284	-	0,263	
		P-valor	0,374	0,991	<0,001	0,92	0,116		0,153	
		n	32	32	32	28	32		31	
9	Velocidad (Kh/h)	r								
		P-valor								
		n								
	Potencia (W)	r	0,138							
		P-valor	0,475							
		n	29							
	Cadencia (rpm)	r	-0,08	-0,018						
		P-valor	0,679	0,928						
		n	29	29						
	Torque (N·m)	r	0,018	,981(*)	-0,118					
		P-valor	0,933	<0,001	0,574					
		n	25	25	25					
	%CADPREF	r	-0,239	-0,283	0,343	-0,221				
		P-valor	0,22	0,145	0,074	0,288				
		n	28	28	28	25				
	HR (ppm)	r	-0,101	0,065	0,139	0,035	0,219			
		P-valor	0,611	0,741	0,479	0,87	0,272			
		n	28	28	28	24	27			
	Desarrollo (plato/piñón)	r	0,243	0,161	-,856(*)	0,203	-,550(*)	-0,29		
		P-valor	0,204	0,404	<0,001	0,33	0,002	0,135		
		n	29	29	29	25	28	28		
	10	Velocidad (Kh/h)	r							
			P-valor							
			n							
Potencia (W)		r	0,103							
		P-valor	0,64							
		n	23							
Cadencia (rpm)		r	0,046	0,125						
		P-valor	0,835	0,57						
		n	23	23						
Torque (N·m)		r	-0,185	,957(*)	-0,025					
		P-valor	0,434	<0,001	0,918					
		n	20	20	20					
%CADPREF		r	-0,044	-0,291	,525(*)	-0,098				
		P-valor	0,843	0,177	0,01	0,682				
		n	23	23	23	20				
HR (ppm)		r	0,039	0,158	0,075	0,105	-0,028			
		P-valor	0,861	0,472	0,734	0,659	0,898			
		n	23	23	23	20	23			

	Desarrollo (m·pedalada)	r	0,184	0,015	-,838(*)	0,029	-,509(*)	-0,13
		P-valor	0,402	0,945	<0,001	0,905	0,013	0,555
		n	23	23	23	20	23	23
<hr/>								
11	Velocidad (Kh/h)	r						
		P-valor						
		n						
	Potencia (W)	r	0,039					
		P-valor	0,934					
		n	7					
	Cadencia (rpm)	r	-0,117	-0,328				
		P-valor	0,802	0,473				
		n	7	7				
	Torque (N·m)	r	-0,241	,981(*)	-0,399			
		P-valor	0,645	0,001	0,433			
		n	6	6	6			
	%CADPREF	r	-0,08	-0,172	0,713	-0,168		
		P-valor	0,864	0,712	0,072	0,75		
		n	7	7	7	6		
	HR (ppm)	r	0,533	0,451	-0,05	0,294	-0,011	
		P-valor	0,218	0,31	0,915	0,572	0,981	
		n	7	7	7	6	7	
	Desarrollo (m·pedalada)	r	-0,078	0,219	-,892(*)	0,299	-0,474	0,118
		P-valor	0,868	0,637	0,007	0,565	0,282	0,801
		n	7	7	7	6	7	7

APÉNDICE F: DATOS ORIGINALES. ECUACIONES DE REGRESIÓN

VARIABLE: DESARROLLO								
Grupo	Instante	Media	Mínimo	Máximo	Mediana	Moda	Desv. Típ.	Error típico de la media
EXPERTOS	1	1.97	1.70	2.30	1.86	1.86	0.22	0.06
	2	2.07	1.74	2.49	2.03	1.86	0.22	0.05
	3	2.24	1.86	2.52	2.28	2.29	0.20	0.05
	4	2.49	2.05	2.84	2.43	2.29	0.24	0.06
	5	2.71	2.28	3.30	2.78	3.00	0.28	0.07
	6	2.91	2.55	3.31	2.91	3.12	0.28	0.07
	7	3.13	2.77	3.53	3.18	2.78	0.26	0.06
	8	3.37	2.88	3.78	3.31	3.31	0.29	0.07
	9	3.60	3.18	4.07	3.53	3.18	0.25	0.06
	10	3.84	3.28	4.41	3.79	4.08	0.31	0.08
	11	4.13	3.77	4.42	4.08	3.77	0.23	0.09
	12	4.41	4.41	4.41	4.41	4.41	.	.
PRINCIPIANTES	1	2.20	1.86	2.74	2.12	2.05	0.25	0.06
	2	2.29	1.86	2.79	2.29	2.29	0.28	0.07
	3	2.48	2.05	3.27	2.43	2.29	0.38	0.09
	4	2.68	2.29	3.53	2.52	2.29	0.40	0.10
	5	2.85	2.43	3.76	2.79	2.44	0.39	0.09
	6	3.13	2.60	4.04	3.24	3.31	0.37	0.09
	7	3.33	2.79	4.08	3.36	2.79	0.42	0.10
	8	3.56	3.09	4.41	3.53	3.11	0.37	0.09
	9	3.70	2.80	4.42	3.76	2.80	0.50	0.14
	10	3.83	3.22	4.42	3.85	3.53	0.45	0.15
	11
	12

VARIABLE: VELOCIDAD								
Grupo	Instante	Media	Mínimo	Máximo	Mediana	Moda	Desv. Típ.	Error típico de la media
EXPERTOS	1	20.1	19.7	20.8	20.2	19.7	0.35	0.09
	2	23.4	22.9	23.8	23.4	22.9	0.21	0.05
	3	26.3	25.8	26.7	26.3	25.8	0.26	0.07
	4	29.2	28.9	29.5	29.1	28.9	0.20	0.05
	5	32.2	32.0	32.7	32.1	32.0	0.21	0.05
	6	35.2	34.7	35.6	35.1	34.7	0.22	0.05
	7	38.2	37.8	38.6	38.2	37.8	0.23	0.06
	8	41.1	40.8	41.6	41.1	40.8	0.21	0.05
	9	44.1	43.2	44.8	44.2	43.2	0.39	0.10
	10	46.9	44.6	47.6	47.1	44.6	0.76	0.20
	11	50.0	49.4	50.7	50.0	49.4	0.47	0.18
	12	53.1	53.1	53.1	53.1	53.1	.	.
PRINCIPIANTES	1	20.2	19.6	21.0	20.2	20.0	0.34	0.08
	2	23.2	22.9	24.0	23.2	23.1	0.26	0.06
	3	26.2	25.9	26.6	26.2	26.3	0.20	0.05
	4	29.2	28.9	30.5	29.1	29.1	0.39	0.09
	5	32.2	31.7	33.2	32.2	32.3	0.35	0.09
	6	35.1	34.4	35.6	35.1	35.1	0.33	0.08
	7	38.0	37.1	38.7	37.9	37.8	0.39	0.10
	8	41.0	40.1	41.8	41.1	40.4	0.49	0.12
	9	44.1	43.0	44.8	44.1	43.0	0.46	0.13
	10	46.8	45.5	47.8	46.8	45.5	0.84	0.28
	11
	12

VARIABLE: RAÍZ DE LA POTENCIA								
Grupo	Instante	Media	Mínimo	Máximo	Mediana	Moda	Desv. Típ.	Error típico de la media
EXPERTOS	1	8.870	7.330	9.910	8.850	7.330	0.640	0.160
	2	9.750	8.380	10.820	9.660	8.380	0.610	0.150
	3	10.680	9.420	11.720	10.630	9.420	0.610	0.150
	4	11.670	10.510	12.650	11.630	10.510	0.590	0.150
	5	12.800	11.660	13.750	12.730	11.660	0.570	0.140
	6	13.930	12.720	14.950	13.810	12.720	0.580	0.150
	7	15.110	14.050	16.140	15.040	14.050	0.550	0.140
	8	16.370	15.200	17.330	16.330	15.200	0.570	0.140
	9	17.790	16.610	18.840	17.750	16.610	0.610	0.150
	10	18.840	17.910	19.730	18.810	17.910	0.530	0.140
	11	19.970	19.430	20.480	19.980	19.430	0.370	0.140
	12	20.740	20.740	20.740	20.740	20.740	.	.
PRINCIPIANTES	1	8.610	7.320	9.690	8.730	9.230	0.770	0.190
	2	9.440	7.930	10.620	9.690	10.130	0.820	0.200
	3	10.410	8.950	11.500	10.560	11.100	0.810	0.200
	4	11.490	10.060	12.890	11.600	12.090	0.820	0.200
	5	12.560	11.090	13.880	12.720	13.060	0.800	0.190
	6	13.640	12.240	14.780	13.910	14.080	0.760	0.180
	7	14.780	13.360	15.790	15.090	15.180	0.730	0.180
	8	16.020	14.510	17.140	16.140	16.140	0.770	0.190
	9	17.320	16.110	18.420	17.640	16.110	0.800	0.220
	10	18.190	16.940	19.010	18.130	16.940	0.680	0.230
	11
	12

VARIABLE: RAÍZ DE LA POTENCIA								
Grupo	Instante	Media	Mínimo	Máximo	Mediana	Moda	Desv. Típ.	Error típico de la media
EXPERTOS	1	82.9	68.7	99.5	82.8	68.7	9.5	2.4
	2	90.0	75.3	109.1	90.1	75.3	8.7	2.2
	3	92.8	82.4	111.5	91.3	82.4	8.2	2.1
	4	93.8	74.1	111.4	95.0	74.1	9.1	2.3
	5	94.4	78.1	111.8	91.4	78.1	10.0	2.5
	6	95.5	84.0	109.0	91.8	84.0	9.2	2.3
	7	96.4	85.7	108.9	93.3	85.7	7.7	1.9
	8	97.6	85.9	113.1	97.9	85.9	7.4	1.8
	9	97.2	86.1	111.8	98.8	86.1	7.9	2.0
	10	97.1	85.4	112.2	98.3	85.4	8.9	2.4
	11	94.9	89.1	102.9	97.1	89.1	5.3	2.0
	12	95.1	95.1	95.1	95.1	95.1	.	.
PRINCIPIANTES	1	74.6	61.8	87.2	76.7	77.1	6.9	1.7
	2	81.5	65.8	99.6	79.9	79.9	9.0	2.2
	3	85.7	62.9	104.3	85.1	90.4	11.3	2.7
	4	88.5	65.7	102.0	93.0	94.4	11.0	2.7
	5	90.1	67.4	105.4	89.3	90.9	10.5	2.5
	6	88.9	67.8	107.4	85.2	83.0	9.7	2.4
	7	91.1	73.9	106.4	90.3	89.1	8.0	1.9
	8	91.5	73.9	104.9	90.6	90.6	7.7	1.9
	9	93.5	78.4	111.4	92.7	78.4	9.2	2.5
	10	95.6	83.5	111.8	94.4	83.5	8.3	2.8
	11
	12