



**UNIVERSIDAD DE MURCIA**  
**ESCUELA INTERNACIONAL DE DOCTORADO**

**Protocolos y Herramientas para la Valoración y  
Programación del Ciclista: Tiempos Límite y Tests de  
Estimación del Máximo Estado Estable**

**D. José Ramón Lillo Beviá**

**2019**





# UNIVERSIDAD DE MURCIA

ESCUELA INTERNACIONAL DE DOCTORADO

## TESIS DOCTORAL

*“Protocolos y herramientas para la valoración y programación del ciclista: tiempos límite y tests de estimación del Máximo Estado Estable”*

Tesis para optar al grado de doctor presentada por:

D. Jose Ramón Lillo Beviá

Director:

Dr. Jesús García Pallarés

San Javier, febrero de 2019





# UNIVERSIDAD DE MURCIA

ESCUELA INTERNACIONAL DE DOCTORADO

## TESIS DOCTORAL

*“Protocolos y herramientas para la valoración y programación del ciclista: tiempos límite y tests de estimación del Máximo Estado Estable”*

Doctorando:

Director:



# I. Agradecimientos

En este momento tan gratificante para mí, no puedo comenzar de mejor manera este manuscrito que agradeciendo a todas las personas que hicieron algo para que hoy esto sea posible:

Unos años atrás, una grave lesión de rodilla abrió nuevas perspectivas para trasladar mi pasión por el deporte y la competición al mundo del entrenamiento y la investigación. En el camino se cruzó la Universidad de Murcia y el Curso de Especialista en Alto Rendimiento en Deportes Cíclicos (hoy Máster), y con este su director, el Dr. Jesús García Pallarés. Este investigador, profesor, entrenador, deportista, a quien hoy considero buen amigo, me ofreció su gran conocimiento, experiencia, e infinita capacidad de trabajo, como timón firme y vela amplia que me han permitido navegar las tempestuosas y agotadoras aguas de la investigación. Espero algún día ser capaz de transmitirle todo mi sincero agradecimiento y compensarle por su abnegado apoyo.

Debo asimismo agradecer a mi familia en general y a mis padres en particular por sus desvelos, su trabajo, su empeño en inculcarme conceptos como "responsabilidad", "esfuerzo", "compromiso", fundamentales para lograr alcanzar un reto como este. A mis hijas María y Sara, por su cariño permanente y por supuesto, de forma muy especial, a mi mujer Lourdes. Sin ella a mi lado, sin su ayuda en el día a día, sin su apoyo incondicional y sus ánimos permanentes, no hubiese sido posible llegar hasta aquí.

A mis amigos, a los que nos hemos visto crecer y a los que la vida me ha unido en los últimos años. Gracias por vuestra compañía y apoyo permanente en este viaje que es la vida. Sin ellos, yo no sería la persona que soy.

A todas las personas que formaron parte de alguno de los estudios, agradeceremos vuestro compromiso.

A los investigadores Ricardo Mora Rodríguez y Cristina Cachero Castro en particular, pero también a todos aquellos que en algún momento de este proceso han colaborado ofreciendo su colaboración, asesoramiento, opinión. Muchas gracias.

A la Facultad de Ciencias del Deporte de San Javier, la que considero mi hogar, que me acogió desde el primer día proporcionándome todo el apoyo, información y recursos que necesité para llegar a finalizar este trabajo. A todos sus profesionales, tanto al grupo de personal docente e investigador, como al de su personal de administración y servicios.

Y por último y de manera especial, ¡GRACIAS! a los que me acompañáis en este barco llamado *Human Performance & Sports Science*, con el que nos queda mucho que navegar: Alejandro, Víctor "Rielves", Elena, Paulo, Ricardo, Javier y Víctor "Cerezuela".

## II. Publicaciones y divulgación de los resultados

De todos los datos obtenidos en los diferentes estudios llevados a cabo para la realización de esta tesis doctoral, se han publicado diversos artículos, realizado diferentes aportaciones a congresos, e impartido docencia de posgrado. Todos los artículos y comunicaciones se adjuntan en el mismo orden en el apartado "Anexos":

Artículos publicados en revistas científicas internacionales:

- Validity and Reliability of the Cycleops Hammer Cycle Ergometer. *International Journal of Sports Physiology and Performance*.
- Validity and Reliability of the PowerTap P1 Pedals Power Meter. *Journal of Sports Science & Medicine*.
- A 1-Day Maximal Lactate Steady-State Assessment Protocol for Trained Cyclists. *Journal of Science and Cycling*.

Comunicaciones presentadas en formato póster o comunicaciones orales en congresos:

- Estudio piloto sobre tiempo hasta la extenuación a intensidad del Máximo Estado Estable de Lactato (MLSS). *Poster en IX Congreso Internacional AECD – Toledo 2016*.
- Validity and Reliability of the PowerTap P1 Pedals Power Meter. *Comunicación en Congreso Internacional Science & Cycling. Nantes (France) 2018*.
- Reproducibilidad intra-sujeto de los tiempos hasta la extenuación en ciclismo a las intensidades de Capacidad Anaeróbica Láctica, Potencia Aeróbica Máxima, Segundo Umbral Ventilatorio y Máximo Estado Estable de

Lactato. Estudio de caso. *Comunicación en I Congreso de Iniciación a la Investigación en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte. Murcia (España) 2018.*

## Docencia en cursos de posgrado y cursos de formación:

Los diseños y resultados de la investigación desarrollada han sido utilizados como material docente en las siguientes titulaciones:

- Máster en Alto Rendimiento de Deportes Cíclicos (UMU) Ediciones 2016-2017, 2017-2018 y 2018-2019.
- Jornadas Técnicas de la Federación Española de Triatlón (FETRI) 2018.

### **III. Resumen - Summary**



## Estudio I (n = 11)

Este estudio corresponde a la publicación adjunta:

*Validity and Reliability of the Cycleops Hammer Cycle Ergometer. International Journal of Sports Physiology and Performance.*

El principal objetivo de este estudio fue validar el nuevo rodillo de entrenamiento con freno electromagnético Hammer, diseñado por Cycleops®. Un total de 11 ciclistas realizaron 44 pruebas de ejercicio con carga incremental, aleatorizadas y contrabalanceadas (100-500 W), a 70, 85 y 100 rev·mín<sup>-1</sup> de cadencia, pedaleando sentados y de pie, en 3 unidades Hammer diferentes, mientras que un SRM modelo científico registró continuamente los datos de cadencia y potencia. No se detectaron diferencias significativas entre los 3 dispositivos Hammer y el SRM, para ninguna de las cargas de trabajo, cadencia o condición de pedaleo (valor de p entre 1,00 y 0,350), excepto por algunas diferencias menores (p = 0,03 y 0,04) encontradas en el Hammer 1 a bajas intensidades de trabajo, así como para los Hammer 2 y 3 a altas intensidades, siempre en posición sentado. Se registraron fuertes coeficientes de correlación intraclase entre los valores de potencia del Hammer y el SRM ( $\geq 0,996$ ; p = 0,001), independientemente de la cadencia, en posición de pedaleo sentado. El análisis Bland-Altman reveló un sesgo bajo (-5,5 a 3,8) y una DE del sesgo baja (2,5 a 5,3) para todas las condiciones de prueba, excepto valores marginales encontrados para el Hammer 1 a altas cadencias y en posición sentado ( $9,6 \pm 6,6$  W). Se encontraron valores elevados de reproducibilidad absoluta para los 3 Hammer (150-500 W, coeficiente de variación <1,2%, EEM < 2,1 W). Este nuevo cicloergómetro Cycleops es un dispositivo válido y reproducible para medir la potencia en ciclistas, proporcionando una alternativa práctica a ergómetros de laboratorio más voluminosos y costosos, permitiendo a los ciclistas usar su propia bicicleta.

## Study I (n = 11)

This study corresponds with the publication attached:

*Validity and Reliability of the Cycleops Hammer Cycle Ergometer. International Journal of Sports Physiology and Performance.*

The main purpose was to validate the new drive indoor trainer Hammer designed by Cycleops®. Eleven cyclists performed 44 randomized and counterbalanced graded exercise tests (100-500W), at 70, 85 and 100 rev.min<sup>-1</sup> cadences, in seated and standing positions, on 3 different Hammer units, while a scientific SRM system continuously recorded cadence and power output data. No significant differences were detected between the three Hammer devices and the SRM for any workload, cadence, or pedalling condition (p value between 1.00 and 0.350), except for some minor differences (p 0.03 and 0.04) found in the Hammer 1 at low workloads, and for Hammer 2 and 3 at high workloads, all in seated position. Strong ICCs were found between the power output values recorded by the Hammers and the SRM ( $\geq 0.996$ ;  $p=0.001$ ), independently from the cadence condition and seated position. Bland-Altman analysis revealed low Bias (-5.5-3.8) and low SD of Bias (2.5-5.3) for all testing conditions, except marginal values found for the Hammer 1 at high cadences and seated position ( $9.6 \pm 6.6$  W). High absolute reliability values were detected for the 3 Hammers (150-500W; CV < 1.2%; SEM < 2.1 W). This new Cycleops trainer is a valid and reliable device to drive and measure power output in cyclists, providing an alternative to larger and more expensive laboratory ergometers, and allowing cyclists to use their own bicycle.

## Estudio II (n = 33)

Este estudio corresponde a la publicación adjunta:

### *Validity and Reliability of the PowerTap P1 Pedals Power Meter*

Para validar los nuevos pedales con potenciómetro Powertap P1 (PP1), treinta y tres ciclistas realizaron 12 pruebas de ejercicio con carga incremental aleatorizadas y contrabalanceadas (100-500 W), a 70, 85 y 100 rev·min<sup>-1</sup> de cadencia, en posiciones sentada y de pie. Un sistema SRM científico y un par de pedales PP1 grabaron continuamente los datos de cadencia y de potencia. Se registraron valores de potencia significativamente menores para los PP1 comparados con el SRM para todas las cargas, cadencias y condiciones de pedaleo (2-10 W,  $p < 0,05$ ), excepto para el rango de cargas entre 150 W y 350 W a 70 rev·min<sup>-1</sup> en posición sentada ( $p > 0,05$ ). Se encontraron fuertes coeficientes de correlación de Spearman entre los valores de potencia grabados de ambos potenciómetros en posición sentada, independientemente de la cadencia ( $\rho \geq 0,05$ ), aunque se registró una concordancia ligeramente menor para la posición de pedaleo de pie ( $\rho = 0,927$ ). El error medio de los valores de potencia fue de 1,2%, 2,7%, 3,5% para las cadencias de 70, 85 y 100 rev·min<sup>-1</sup>, respectivamente. El análisis Bland-Altman reveló que los pedales PP1 infraestimaron los datos de potencia obtenidos por el potenciómetro SRM de forma sistemática y de forma directamente proporcional a la cadencia del ciclista (de -2,4 W a -7,3 W,  $\rho = 0,999$ ). Se registraron altos valores de reproducibilidad absoluta en los pedales PP1 (150-500 W; CV = 2,3%; EEM < 1,0 W). Este nuevo potenciómetro portátil es un sistema válido y reproducible para medir la potencia en ciclistas y triatletas, usando sus propias bicicletas en condiciones de valoración, entrenamiento y competición, aunque hay que tener precaución en la interpretación de los resultados debido a la ligera infraestimación de los pedales PP1 cuando se comparan con el sistema SRM, así como a su dependencia, tanto de la cadencia, como de la posición del ciclista (de pie frente a sentado).

## Study II (n = 33)

This study corresponds with the publication attached:

### *Validity and Reliability of the PowerTap P1 Pedals Power Meter*

To validate the new PowerTap P1® pedals power meter (PP1), thirty-three cyclists performed 12 randomized and counterbalanced graded exercise tests (100–500 W), at 70, 85 and 100 rev·min<sup>-1</sup> cadence, in seated and standing positions. A scientific SRM system and a pair of PP1 pedals continuously recorded cadence and power output data. Significantly lower power output values were detected for the PP1 compared to the SRM for all workloads, cadences, and pedalling conditions (2–10 W,  $p < 0.05$ ), except for the workloads ranged between 150 W to 350 W at 70 rev·min<sup>-1</sup> in seated position ( $p > 0.05$ ). Strong Spearman's correlation coefficients were found between the power output values recorded by both power meters in a seated position, independently from the cadence condition ( $\rho \geq 0.987$ ), although slightly lower concordance was found for the standing position ( $\rho = 0.927$ ). The mean error for power output values were 1.2%, 2.7%, 3.5% for 70, 85 and 100 rev·min<sup>-1</sup>, respectively. Bland-Altman analysis revealed that PP1 pedals underestimate the power output data obtained by the SRM device in a directly proportional manner to the cyclist's cadence (from -2.4 W to -7.3 W,  $\rho = 0.999$ ). High absolute reliability values were detected in the PP1 pedals (150–500 W; CV = 2.3%; SEM < 1.0 W). This new portable power meter is a valid and reliable device to measure power output in cyclists and triathletes for the assessment, training and competition using their own bicycle, although caution should be exercised in the interpretation of the results due to the slight power output underestimation of the PP1 pedals when compared to the SRM system and its dependence on both pedalling cadence and cyclist's position (standing vs. seated).

## Estudio III (n = 12)

Este estudio corresponde a la publicación adjunta:

*Tiempo hasta la extenuación a los principales hitos de la vía aeróbica y anaeróbica en ciclismo. Reproducibilidad Inter e intra-sujeto.*

El objetivo de este estudio fue determinar el tiempo límite hasta la extenuación (TLIM) a las cargas relacionadas con los principales hitos fisiológicos de la transición aeróbica-anaeróbica, el  $VO_{2max}$  y la capacidad anaeróbica. Doce ciclistas varones bien entrenados, ejecutaron varias pruebas en cicloergómetro de forma aleatorizada y contrabalanceda para establecer los TLIM a las potencias promedio de un test Wingate ( $WAnT_{mean}$ ), a la mínima potencia que produce el  $VO_{2max}$ , el Segundo Umbral Ventilatorio ( $VT_2$ ) y al Máximo Estado Estable de Lactato (MLSS). Cada ciclista realizó estas 4 pruebas TLIM por duplicado en diferentes días, mientras se monitorizaba el lactato capilar, la potencia, la frecuencia cardiaca y la percepción subjetiva del esfuerzo. Los TLIM promedio para cada uno de los hitos fisiológicos fueron:  $00:28 \pm 00:07$  mm:ss,  $03:27 \pm 00:40$  mm:ss,  $11:03 \pm 04:45$  mm:ss y  $76:35 \pm 12:27$  mm:ss, respectivamente. La reproducibilidad inter-sujeto (CV) para cada uno de estos tests fue 22,2%, 19,3%; 43,1% y 16,3%, respectivamente, mientras que la intra-sujeto fue de 7,6%, 6,9%; 7,0% y 5,41%, respectivamente. El %PAM a la que se localizan el resto de hitos fisiológicos estudiados parece ser una covariable útil para la predicción de cada uno de los TLIM. A pesar de que existen diferentes factores limitantes y orígenes de la fatiga, los elevados niveles de reproducibilidad intra-sujeto y moderados inter-sujeto (excepto para el  $VT_2$ ), encontrados en este trabajo para los TLIM de cada uno de los hitos fisiológicos estudiados, permiten predecir la durabilidad de los diferentes esfuerzos que puede acometer un ciclista durante su entrenamiento y competición.

## Study III (n = 12)

This study has been reported in the publication attached:

*Time to exhaustion at the main aerobic and anaerobic pathways in cycling inter and intra-subject reliability*

The aim of this study is to determine the time to exhaustion (TLIM) at the workloads related to the main physiological events of the aerobic-anaerobic transition. Twelve well-trained male cyclists performed several randomized and counterbalanced cycle ergometer tests to establish the TLIM at the workload of the mean Wingate test power output ( $WAnT_{mean}$ ), at the workload that elicit  $VO_{2max}$ , Second Ventilatory Threshold ( $VT_2$ ) and at maximal lactate steady state (MLSS). Each cyclist achieved these 4 physiological measurements in duplicate in different days while capillary blood lactate, power output, heart rate and rate of perceived exertion were monitored. The mean TLIM for each of the test performed at the main aerobic pathways were  $00:28 \pm 00:07$  mm:ss,  $03:27 \pm 00:40$  mm:ss,  $11:03 \pm 04:45$  mm:ss and  $76:35 \pm 12:27$  mm:ss respectively. The between-subject reproducibility (CV) for each test was 22,2%, 19,3%; 43,1% and 16,3%, while the within-subject CV was 7,6%, 6,9%; 7,0% and 5,41%, respectively. The %PAM where each of the studied physiological events were located seems to be a useful covariable to predict each of these TLIM. Despite the fact that there are different limiting factors and fatigue origins, the high within-subject reproducibility values and moderate between-subjects ones (except for  $VT_2$ ), found in this work for each of the physiological TLIM events studied, allow to predict the durability of the different efforts that each cyclist can undertake at training and competition.

## Estudio IV (n = 11)

Este estudio corresponde a la publicación adjunta:

*¿Es el Umbral de Potencia Funcional un predictor válido del Máximo Estado Estable de Lactato en ciclismo?*

El objetivo principal de este estudio fue analizar la validez y reproducibilidad del Umbral de Potencia Funcional como predictor del Máximo Estado Estable de Lactato (MLSS), así como encontrar variables que permitan estimarlo con menores recursos y requerimientos logísticos. Once ciclistas varones entrenados desarrollaron con su propia bicicleta, en condiciones de laboratorio: i) un test incremental máximo, ii) de 2 a 3 tests para determinar la intensidad del Máximo Estado Estable de Lactato, iii) 2 contrarrelojes de 20 min (20TT) y iv) un test tiempo límite a la intensidad del MLSS. El estudio de las correlaciones, diferencias de medias y sesgo Bland-Altman revelaron que aplicar el factor de corrección original del 95% sobre el valor de máxima potencia media sostenida en 20 min, sobrestima significativamente la localización del MLSS ( $p < 0,05$ ; sesgo  $12,3 \pm 6,1$  W). Por el contrario, un factor del 91% ( $p > 0,05$ ; sesgo  $1,2 \pm 6,1$  W) y especialmente la ecuación lineal que se desprende de la relación entre ambas variables ( $MLSS (W) = 0,7489 * 20TT (W) + 43,203$ ;  $p > 0,05$ ; sesgo  $0,1 \pm 5,0$  W) permiten optimizar la predicción del MLSS sin ningún incremento de recursos humanos, materiales o temporales. Otros análisis de regresión múltiple que requieren valoraciones adicionales no parecen optimizar sustancialmente la predicción del MLSS. Finalmente, la reproducibilidad absoluta de este protocolo (test-retest) se puede considerar muy elevada ( $CV = -0,3 \pm 2,2$  %;  $CCI = 0,966$ ; sesgo =  $0,7 \pm 6,3$  W). El protocolo 20TT, aplicando el factor de corrección del 91%, o mejor aún, la ecuación lineal de regresión hallada en este estudio es una valoración válida y reproducible para estimar la posición del MLSS en ciclistas de medio y alto nivel.

## Study IV (n = 11)

This study has been reported in the publication attached:

*Is it the Functional Threshold Power a valid predictor of the Maximal Lactate Steady State in cycling?*

The main aim of this study is to analyse the validity and reliability of the functional threshold power as a predictor of the Maximal Lactate Steady State (MLSS). Also, this study aims at finding variables that allow its estimation with lower logistic requirements and resources. Eleven trained male cyclists performed at laboratory in their own bicycles a set of tests, namely: i) a Maximal Graded Exercise Test, ii) 2 to 3 tests for determining the Maximal Lactate Steady State Intensity, iii) two 20-min time trials (20TT), and iv) a MLSS time to exhaustion test. Correlation analysis mean differences and Bland-Altman plot showed that applying the original 95% correcting factor to the 20-min mean power output significantly overestimates MLSS prediction ( $p < 0.05$ ; bias  $12.3 \pm 6.1$  W). On the contrary, a 91% of reduction ( $p > 0.05$ ; bias  $1.2 \pm 6.1$  W) and, specially, the linear regression analysis with both variables' relationship ( $\text{MLSS (W)} = 0.7489 * 20\text{TT (W)} + 43.203$ ;  $p > 0.05$ ; bias  $0.1 \pm 5.0$  W), improves the MLSS estimation, without any increase of human, materials or time resources. An additional multiple regressions analysis, requiring additional calculations, doesn't seem to substantially improve the MLSS prediction. Finally, the test absolute reproducibility (test-retest) is very high ( $\text{CV} = -0.3 \pm 2.2$  %;  $\text{CCI} = 0.966$ ; bias =  $0.7 \pm 6.3$  W). Either applying a correction factor of 91% to the 20TT protocol, or, even better, applying the linear regression equation found in the present work, seem to be valid and reliable methods to estimate the MLSS work load in medium and high-performance cyclists.

## Estudio V (n = 11)

Este estudio corresponde a la publicación adjunta:

*Un protocolo de determinación del Máximo Estado Estable de Lactato en un día para ciclistas entrenados*

El objetivo principal de este estudio fue analizar la validez de un nuevo protocolo de valoración en ciclismo para estimar la posición del Máximo Estado Estable de Lactato (MLSS), mediante un test incremental con escalones de larga duración, realizado en una sola sesión (1day\_MLSS). Once ciclistas varones bien entrenados realizaron de 3 a 4 pruebas con carga constante de 30 min, con una recuperación de 48-72h entre ellas, para determinar sus respectivas cargas de trabajo a intensidad de MLSS. Posteriormente, en días diferentes, cada ciclista realizó dos pruebas incrementales idénticas, compuestas por cuatro escalones de una duración de 10 min, con una carga inicial del 63% de sus respectivas potencias aeróbicas máximas y con posteriores incrementos por escalón de  $0,2 \text{ W}\cdot\text{Kg}^{-1}$ . Los resultados de las pruebas 1day\_MLSS se analizaron a través de tres constructos: i) diferencia [Lact] entre 5º y 10º min de cada escalón (DIF\_5 a 10), ii) diferencia [Lact] entre el 10º min de dos escalones consecutivos (DIF\_10 a 10) y iii) diferencia en la media [Lact] entre el 5º y el 10º min de dos escalones consecutivos (DIF\_mean). Para todos los constructos se determinó el Máximo Estado Estable de Lactato como la mayor carga de trabajo que pudo mantenerse con un aumento de [Lact] inferior a  $1 \text{ mmol}\cdot\text{L}^{-1}$ . No se detectaron diferencias significativas entre las cargas de trabajo del MLSS ( $247 \pm 22 \text{ W}$ ) y cualquiera de los constructos analizados del 1day\_MLSS ( $250 \pm 24 \text{ W}$ ,  $245 \pm 23 \text{ W}$  y  $243 \pm 21 \text{ W}$ , respectivamente,  $p > 0,05$ ). En comparación con la carga de trabajo del MLSS, se encontraron elevados niveles de CCI y bajos sesgos para los tres constructos, especialmente para la carga de trabajo DIF\_10 a 10 ( $r = 0,960$ ; Sesgo =  $2,2 \text{ W}$ ). Se encontraron valores elevados de fiabilidad absoluta intra-

sujeto (test-retest) para el constructo DIF10\_10 (CCI = 0,846; CV = 0,4%; Sesgo = 2,2  $\pm$  6,4 W). El test 1day\_MLSS y el análisis de datos DIF\_10to10 es un sistema válido para predecir la carga de trabajo del MLSS en ciclismo, que reduce considerablemente el tiempo, esfuerzo y los recursos humanos que requiere la prueba original. Los valores de validez y fiabilidad detallados en este proyecto son más altos que los alcanzados por otros protocolos de estimación del MLSS anteriores.

## Study V (n = 11)

This study corresponds with the publication attached:

*A 1-Day Maximal Lactate Steady-State Assessment Protocol for Trained Cyclists.*

The main aim of this study is to assess the validity of a new cycling protocol to estimate the Maximal Lactate Steady-State workload (MLSS) through a one-day incremental protocol (1day\_MLSS). Eleven well-trained male cyclists performed 3 to 4 trials of 30-min constant load test (48-72h in between) to determine their respective MLSS workload. Then, on separate days, each cyclist carried out two identical graded exercise tests, comprised of four 10-minute long stages, with the initial load at 63% of their respective maximal aerobic power, 0.2 W·Kg<sup>-1</sup> increment, and blood lactate concentration [La] determinations each 5 min. The results of the 1day\_MLSS tests were analysed through three different constructs: i) [La] difference between 5th and 10th min of each stage (DIF\_5to10), ii) [La] difference between the 10th min of two consecutive stages (DIF\_10to10), and iii) difference in the mean [La] between the 5th and 10th min of two consecutive stages (DIF\_mean). For all constructs, the physiological steady state was determined as the highest workload that could be maintained with a [La] rise lower than 1mmol·L<sup>-1</sup>. No significant differences were detected between the MLSS workload (247 ± 22W) and any of the 1day\_MLSS data analysis (250 ± 24W, 245 ± 23W and 243 ± 21W, respectively; p>0.05). When compared to the MLSS workload, strong ICCs and low bias values were found for these three constructs, especially for the DIF\_10to10 workload (r=0.960; Bias=2.2 W). High within-subject reliability data were found for the DIF10\_10 construct (ICC=0.846; CV=0.4%; Bias=2.2 ± 6.4W). The 1day\_MLSS test and DIF\_10to10 data analysis is a valid assessment to predict the MLSS workload in cycling, that considerably reduces the dedicated time, effort and human resources

that requires the original test. The validity and reliability values reported in this project are higher than those achieved by other previous MLSS estimation tests.

# IV. Tabla de contenido

I. AGRADECIMIENTOS .....	5
II. PUBLICACIONES Y DIVULGACIÓN DE LOS RESULTADOS .....	7
<i>Artículos publicados en revistas científicas internacionales:.....</i>	<i>7</i>
<i>Comunicaciones presentadas en formato póster o comunicaciones orales en congresos:.....</i>	<i>7</i>
<i>Docencia en cursos de posgrado y cursos de formación:.....</i>	<i>8</i>
III. RESUMEN - SUMMARY .....	9
ESTUDIO I (N = 11).....	11
STUDY I (N = 11) .....	12
ESTUDIO II (N = 33) .....	13
STUDY II (N = 33).....	14
ESTUDIO III (N = 12) .....	15
STUDY III (N = 12).....	16
ESTUDIO IV (N = 11).....	17
STUDY IV (N = 11) .....	18
ESTUDIO V (N = 11).....	19
STUDY V (N = 11).....	21
IV. TABLA DE CONTENIDO.....	23
V. ÍNDICE DE TABLAS.....	27
VI. ÍNDICE DE FIGURAS.....	29
VII. ÍNDICE DE SIGLAS Y ACRÓNIMOS.....	31
1. MARCO TEÓRICO .....	37
1.1. INVESTIGACIÓN RELACIONADA CON LA VALIDACIÓN DE HERRAMIENTAS PARA EL CONTROL DE LA POTENCIA EN CICLISMO. ESTADO ACTUAL DEL TEMA .....	39
<i>1.1.1. La potencia en el ciclismo.....</i>	<i>39</i>
<i>1.1.2. Cicloergómetros, rodillos y medidores de potencia portátiles.....</i>	<i>42</i>
<i>1.1.3. Cicloergómetros y rodillos. Instrumentos para la gestión de sesiones de entrenamiento indoor.....</i>	<i>42</i>

1.1.4. Medidores de potencia portátiles.....	44
1.1.5. Validez y fiabilidad de los cicloergómetros, rodillos y medidores de potencia.....	46
1.1.6. Cicloergómetros y medidores de potencia evaluados.....	56
1.2. INVESTIGACIÓN ASOCIADA AL ANÁLISIS DE LOS TIEMPOS LÍMITE HASTA LA EXTENUACIÓN EN CICLISMO. ESTADO ACTUAL DEL TEMA.....	58
1.2.1. Evolución histórica del conocimiento sobre los hitos fisiológicos.....	58
1.2.2. Hallazgo de la zona de transición aeróbica-anaeróbica.....	60
1.2.3. El Máximo Estado Estable de Lactato (MLSS).....	65
1.2.4. El Consumo Máximo de Oxígeno ( $VO_{2max}$ ).....	67
1.2.5. La Capacidad y Potencia Anaeróbica Láctica.....	68
1.2.6. Métodos y protocolos de referencia para la localización de los hitos fisiológicos.....	69
1.2.7. Intensidad del ejercicio y tiempo hasta la extenuación.....	75
1.2.8. Reproducibilidad intra-sujeto de los tiempos límite.....	86
1.2.9. Uso de los tiempos límite en el entrenamiento real. El perfil individual de potencia o de velocidad.....	87
1.3. INVESTIGACIÓN SOBRE EL MÁXIMO ESTADO ESTABLE DE LACTATO: PROPUESTAS PARA SU ESTIMACIÓN.....	89
1.3.1. El MLSS. Intensidad de entrenamiento habitual y predictor del rendimiento en pruebas de resistencia de larga duración.....	89
1.3.2. Métodos de estimación del MLSS.....	89
1.3.3. El "patrón de oro" para la determinación del MLSS.....	91
1.3.4. Metodologías propuestas para la estimación del MLSS en una única sesión.....	92
1.3.5. El concepto de umbral de potencia funcional.....	94
2. OBJETIVOS.....	97
ESTUDIO I.....	99
ESTUDIO II.....	99
ESTUDIO III.....	99
ESTUDIO IV.....	100
ESTUDIO V.....	100
3. HIPÓTESIS.....	101
ESTUDIO I.....	103
ESTUDIO II.....	103
ESTUDIO III.....	103
ESTUDIO IV.....	104
ESTUDIO V.....	104

4. METODOLOGÍA, RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	105
4.1. ESTUDIO I.....	107
4.1.1. Metodología.....	107
4.1.2. Resultados.....	112
4.1.3. Discusión.....	116
4.2. ESTUDIO II.....	121
4.2.1. METODOLOGÍA.....	121
4.2.2. RESULTADOS.....	126
4.2.3. DISCUSIÓN.....	130
4.3. ESTUDIO III.....	135
4.3.1. Metodología.....	135
4.3.2. Resultados.....	144
4.3.3. Discusión.....	150
4.4. ESTUDIO IV.....	169
4.4.1. Metodología.....	169
4.4.2. Resultados.....	178
4.4.3. Discusión.....	185
4.5. ESTUDIO V.....	195
4.5.1. Metodología.....	195
4.5.2. Resultados.....	203
4.5.3. Discusión.....	205
5. CONCLUSIONES Y APLICACIONES PRÁCTICAS.....	211
ESTUDIO I.....	213
ESTUDIO II.....	213
ESTUDIO III.....	213
ESTUDIO IV.....	214
ESTUDIO V.....	214
6. LIMITACIONES.....	217
ESTUDIO I.....	219
ESTUDIO II.....	219
ESTUDIO III.....	220
ESTUDIO IV Y ESTUDIO V.....	220
7. LÍNEAS FUTURAS DE INVESTIGACIÓN.....	221

8. REFERENCIAS.....	225
ESTUDIOS CLÁSICOS.....	227
REFERENCIAS .....	228
9. ANEXOS .....	253
ANEXO I.....	255
APROBACIÓN COMITÉ ÉTICA DE LA UNIVERSIDAD DE MURCIA.....	255
ANEXO II.....	259
INFORMACIÓN PARA EL PARTICIPANTE .....	259
ANEXO III.....	263
CONSENTIMIENTO INFORMADO.....	263
ANEXO IV .....	269
COPIA DE LOS PUBLICACIONES QUE SE DERIVAN HASTA LA FECHA DE LA TESIS DOCTORAL.....	269

# V. Índice de tablas

TABLA 1. ARTÍCULOS DE VALIDACIÓN DE CICLOERGÓMETROS, RODILLOS CON FRENO ELECTROMAGNÉTICO Y POTENCIÓMETROS PORTÁTILES .....	48
TABLA 2. RESUMEN DE LAS NOMENCLATURAS UTILIZADAS POR DIFERENTES AUTORES PARA INDICAR EL COMIENZO DE LA ACUMULACIÓN DE LACTATO (MORAN-NAVARRO,2017, MODIFICADO DE LÓPEZ CHICHARRO, 2008). .....	63
TABLA 3. NOMENCLATURAS QUE INDICAN UN SEGUNDO UMBRAL EN LA TRANSICIÓN AERÓBICA-ANAERÓBICA (MORAN-NAVARRO, 2017, MODIFICADO DE LÓPEZ CHICHARRO, 2008). .....	64
FIGURA 6. METODOLOGÍA PARA LA DETERMINACIÓN DEL $VT_2$ (LUCIA ET AL., 2000) .....	72
TABLA 4. ESTUDIOS DESCRIPTIVOS DE LOS TIEMPOS HASTA LA EXTENUACIÓN A INTENSIDAD MLSS. NP=NO PUBLICADO. CAF=CAFÉINA. PLAC=PLACEBO; *=TRAS 6 SEM DE ENTRENAMIENTO. ....	79
TABLA 5. ESTUDIOS QUE DESCRIBEN EL TIEMPO HASTA LA EXTENUACIÓN A INTENSIDADES INFERIORES A LA PAM .81	
TABLA 6. ESTUDIOS QUE DESCRIBEN EL TIEMPO HASTA LA EXTENUACIÓN A INTENSIDAD DE $VO_{2MAX}$ O PAM .....	83
TABLA 7. ESTUDIOS QUE DESCRIBEN EL TIEMPO HASTA LA EXTENUACIÓN A INTENSIDADES SUPERIORES A LA PAM	85
TABLA 8. VALORES DE VALIDEZ Y REPRODUCIBILIDAD DE LOS TRES RODILLOS HAMMER ANALIZADOS .....	114
TABLA 9. RESULTADOS DEL ANÁLISIS DE VALIDEZ Y REPRODUCIBILIDAD DE LOS PEDALES POWER TAP P1 .....	128
TABLA 10. REPRODUCIBILIDAD INTRA E INTER SUJETO. CCI, SEM, CV Y RESULTADOS DEL BLAND-ALTMAN PARA CADA INTENSIDAD.....	148
TABLA 11. DATOS ESTADÍSTICOS COMPARATIVOS DE POTENCIA, FC Y $VO_2$ A LAS INTENSIDADES DE $VT_1$ , MLSS, 20TT, $VT_2$ Y PAM.....	179
TABLA 12. ESTADÍSTICAS COMPARATIVAS DE LA POTENCIA PROMEDIO AL 20TT, FTP91, FTP95, FTP[EQ20]Y FTP[EQ20+PAM] COMPARADOS CON EL MLSS.....	183
TABLA 13. COMPARACIÓN DE LOS VALORES DE POTENCIA OBTENIDOS EN EL MLSS AND EN EL 1DAY-MLSS TESTS. .....	204
TABLA 14. DATOS DEL TEST-RETEST DEL 1DAY-MLSS TEST. ....	205



# VI. Índice de figuras

FIGURA 1. LOCALIZACIÓN DE LOS INSTRUMENTOS DE MEDICIÓN DE POTENCIA INTEGRADOS EN LA PROPIA BICICLETA. PLATO, BUJE TRASERO, BIELAS Y PEDALES (CAVAS, 2015) .....	45
FIGURA 2. SUJETO PEDALEANDO EN UNA BICICLETA INSTALADA EN UN RODILLO CYCLEOPS HAMMER .....	56
FIGURA 3. MODELO TRIFÁSICO DE TRANSICIÓN AERÓBICA-ANAERÓBICA DE SKINNER & MCLELLAN (1980) (MODIFICADO POR MORAN-NAVARRO, (2017), DE CHICHARRO & LUCÍA, 2008).....	60
FIGURA 4. METODOLOGÍA PARA LA DETERMINACIÓN DEL MLSS (BENEKE 2003) .....	70
FIGURA 5. METODOLOGÍA PARA LA DETERMINACIÓN DEL $VT_1$ (LUCIA ET AL., 2000) .....	71
FIGURA 6. METODOLOGÍA PARA LA DETERMINACIÓN DEL $VT_2$ (LUCIA ET AL., 2000) .....	72
FIGURA 7. BICICLETA CON BIELAS SRM INSTALADA EN EL RODILLO CYCLEOPS HAMMER.....	108
FIGURA 8. COEFICIENTE DE CORRELACIÓN INTRACLASE DE LOS 3 RODILLOS HAMMER EVALUADO DURANTE LOS PROTOCOLOS INCREMENTALES SUBMÁXIMOS COMPARADOS CON EL POTENCIÓMETRO SRM CIENTÍFICO A (A) 70, (B) 85, AND (C) $100 \text{ REV} \cdot \text{MIN}^{-1}$ . .....	113
FIGURE 9. COEFICIENTE DE CORRELACIÓN INTRACLASE DE LOS 3 RODILLOS HAMMER EVALUADOS DURANTE LOS PROTOCOLOS INCREMENTALES SUBMÁXIMOS, COMPARADOS CON EL POTENCIÓMETRO SRM CIENTÍFICO A 70 (A), 85 (B) Y 100 (C) $\text{REV} \cdot \text{MIN}^{-1}$ .....	115
FIGURA 10. BICICLETA CON BIELAS SRM INSTALADA EN EL RODILLO CYCLEOPS HAMMER.....	122
FIGURA 11. COEFICIENTE DE CORRELACIÓN DE SPEARMAN DE LOS PEDALES POWERTAP PP1 BAJO TRES CADENCIAS DIFERENTES, DURANTE LOS TEST INCREMENTALES SUBMÁXIMOS, COMPARADO CON EL POTENCIÓMETRO CIENTÍFICO SRM A 70, 85 Y $100 \text{ REV} \cdot \text{MIN}^{-1}$ .....	127
FIGURA 12. ANÁLISIS BLAND-ALTMAN DE LOS PEDALES POWERTAP PP1 DESARROLLADO DURANTE LOS TESTS INCREMENTALES SUBMÁXIMOS, COMPARADO CON EL POTENCIÓMETRO CIENTÍFICO SRM A 70 (A), 85 (B) AND 100 (C) $\text{REV} \cdot \text{MIN}^{-1}$ .....	129
FIGURA 13. DISEÑO DEL ESTUDIO DE TIEMPOS HASTA LA EXTENUACIÓN .....	137
FIGURA 14. PERFIL DE POTENCIA DE LOS TIEMPOS HASTA LE EXTENUACIÓN DE LA VÍA AERÓBICA Y ANAERÓBICA DE TODOS LOS SUJETOS. ....	145
FIGURA 15. REPRESENTACIÓN BLAND ALTMAN DE LAS DIFERENCIAS DE LOS TIEMPOS HASTA LA EXTENUACIÓN EN LOS TESTS-RETEST (INTRA-SUJETO) A (A) $WANT_{\text{MEAN}}$ , (B) PAM, (C) $VT_2$ Y (D) MLSS. ....	146
FIGURE 16. REPRESENTACIÓN BLAND ALTMAN DE LAS DIFERENCIAS DE LOS VALORES DE [LACT] FINAL EN LOS TESTS-RETESTS (INTRA-SUJETO) A (A) $WANT_{\text{MEAN}}$ , (B) PAM, (C) $VT_2$ Y (D) MLSS. ....	147

FIGURA 17. REPRESENTACIÓN BLAND ALTMAN DE LAS DIFERENCIAS EN LA FRECUENCIA CARDIACA FINAL DE LOS DIFERENTES TESTS-RETEST (INTRA-SUJETO) HASTA LA EXTENUACIÓN A (A) $WANT_{MEAN}$ , (B) PAM, (C) $VT_2$ Y (D) MLSS.....	147
FIGURA 18. COEFICIENTES DE CORRELACIÓN ENTRE EL TLIM A MLSS VS. EL %MLSS/PAM (A), EL TLIM A $VT_2$ VS. EL % $VT_2$ /PAM (B), EL TLIM A $VT_2$ VS. EL %MLSS/ $VT_2$ (C), ASÍ COMO EL TLIM A $WANT_{MEAN}$ Y EL %PAM/ $WANT_{MEAN}$ (D).....	149
FIGURA 19. DISEÑO DEL ESTUDIO IV.....	170
FIGURA 20. FACTOR DE CORRECCIÓN APLICABLE A LOS TESTS 20TT PARA OBTENER LA POTENCIA A MLSS.....	180
FIGURA 21. REGRESIÓN LINEAL DE PREDICCIÓN DEL MLSS MEDIANTE EL VALOR DEL 20TT.....	181
FIGURA 22. REGRESIÓN LINEAL MÚLTIPLE DE PREDICCIÓN DEL MLSS MEDIANTE LOS VALORES DEL 20TT Y PAM.....	182
FIGURA 23. GRÁFICO BLAND ALTMAN DE LAS DIFERENCIAS ABSOLUTAS ENTRE LAS POTENCIAS PROMEDIOS DEL MLSS Y LAS DEL 95% DEL PROMEDIO DE POTENCIA DEL 20TT (A), 91% DEL PROMEDIO DE POTENCIA DEL 20TT (B), LA ECUACIÓN DE REGRESIÓN LINEAL CON EL PROMEDIO DEL 20TT (C), Y LA ECUACIÓN DE REGRESIÓN LINEAL MÚLTIPLE CON EL PROMEDIO DE POTENCIA DEL 20TT MÁS LA PAM (D).....	184
FIGURA 24. ANÁLISIS BLAND ALTMAN DE LAS DIFERENCIAS ABSOLUTAS ENTRE AMBOS TESTS 20TT (A) Y CORRELACIÓN DE LOS TEST-RETEST 20TT (B).....	185
FIGURA 25. DISEÑO ESTUDIO V.....	197
FIGURA 26. RESULTADOS DEL GRÁFICO BLAND-ALTMAN DEL ESTUDIO 1DAY_MLSS.....	203

## VII. Índice de siglas y acrónimos

<b>ATP</b>	Adenosín Trifosfato
<b>CAD</b>	Cadencia
<b>CCI</b>	Coefficiente de Correlación Intraclase
<b>cm</b>	Centímetros
<b>CO<sub>2</sub></b>	Dióxido de Carbono
<b>CR</b>	Cociente Respiratorio ( $VCO_2/VO_2$ )
<b>CV</b>	Coefficiente de Variación
<b>d</b>	Distancia
<b>DE</b>	Desviación Estándar
<b>DIFmean</b>	Diferencia de [Lact] entre los promedios de dos escalones consecutivos
<b>DIF_5to10</b>	Diferencia de [Lact] entre los minutos 5 y 10 de cada escalón
<b>DIF_10to10</b>	Diferencia de [Lact] entre los minutos 10 y 10 de escalones consecutivos
<b>ECG</b>	Electrocardiografía
<b>EEM</b>	Error Estándar de la Media
<b>FC</b>	Frecuencia Cardiaca
<b>FCmax</b>	Frecuencia Cardiaca Máxima

FR	Frecuencia Respiratoria
FECO <sub>2</sub>	Fracción de gas carbónico contenido en el aire espirado
FEO <sub>2</sub>	Concentración fraccional de aire espirado
f	Fuerza
g	Gramo
HCO <sub>3</sub>	Bicarbonato
HHCC	Hidratos de Carbono
Hz	Herzio
IAT	Individual Anaerobic Threshold, Umbral Anaeróbico Individual
IMA	Test incremental máximo hasta el agotamiento
IMA <sub>pre</sub>	Test incremental máximo hasta el agotamiento previo
IMC	Índice de Masa Corporal
ISAK	International Society of Advancement of Kineanthropometry
J	Joules (o Julios)
kg	Kilogramo
[Lact]	Concentración de Lactato en sangre capilar
LdA	Límite de acuerdo
lpm <sup>-1</sup>	Latidos por minuto
LT	Umbral Láctico
LT <sub>1</sub>	Primer Umbral Láctico
LT <sub>2</sub>	Segundo Umbral Láctico
m	Metro

<b>m·s<sup>-1</sup></b>	Metros por segundo
<b>mmol</b>	Milimol
<b>mmol.l<sup>-1</sup></b>	Milimol por litro
<b>MLSS</b>	Máximo Estado Estable de Lactato
<b>Nm</b>	Newton metro
<b>OBLA</b>	Inicio de la acumulación de lactato en sangre
<b>PAM</b>	Potencia Aeróbica Máxima
<b>P</b>	Potencia
<b>PC</b>	Potencia Crítica
<b>PCr</b>	Fosfocreatina
<b>P<sub>ET</sub>O<sub>2</sub></b>	Presión parcial de oxígeno al final de la respiración
<b>P<sub>ET</sub>CO<sub>2</sub></b>	Presión parcial de dióxido de carbono al final de la respiración
<b>pH</b>	Potencial de Hidrógeno, medida de acidez o alcalinidad de una disolución
<b>PP1</b>	Pedales PowerTap P1
<b>PSE</b>	Percepción Subjetiva del Esfuerzo
<b>rad/s</b>	Velocidad angular
<b>RCP</b>	Punto de Compensación Respiratoria
<b>RER</b>	Cociente Respiratorio
<b>rev·min<sup>-1</sup></b>	Revoluciones por minuto
<b>t</b>	Tiempo
<b>TT20</b>	Contrarreloj de 20 min

<b>TLIM</b>	Tiempo Límite hasta la Extenuación
<b>Uae</b>	Umbral Aeróbico
<b>Uan</b>	Umbral Anaeróbico
<b>UIV</b>	Umbral de intercambio ventilatorio
<b>UPF</b>	Umbral de Potencia Funcional
<b>UPF<sub>901</sub></b>	91% del promedio de potencia de un test de 20 min
<b>UPF<sub>95</sub></b>	95% del promedio de potencia de un test de 20 min
<b>UPF<sub>98%</sub></b>	98% del promedio de FC de un test de 20 min
<b>USG</b>	Gravedad Específica de la Orina
<b>v</b>	Velocidad
<b>VAM</b>	Velocidad Aeróbica Máxima
<b>VE</b>	Ventilación
<b>VCO<sub>2</sub></b>	Producción de Dióxido de Carbono
<b>VO<sup>2</sup></b>	Consumo de Oxígeno
<b>VO<sub>2max</sub></b>	Consumo Máximo de Oxígeno
<b>VO<sub>2pico</sub></b>	Consumo de Oxígeno Pico.
<b>VO<sub>MLSS</sub></b>	Consumo de oxígeno a intensidad del MLSS
<b>VT<sub>1</sub></b>	Primer Umbral Ventilatorio
<b>VT<sub>2</sub></b>	Segundo Umbral Ventilatorio
<b>W</b>	Vatios
<b>W·kg<sup>-1</sup></b>	Vatios por kilogramo de peso
<b>W·min<sup>-1</sup></b>	Vatios por minuto

WAnT <sub>peak</sub>	Wattios pico en un test Wingate de 30 s.
WAnT <sub>mean</sub>	Promedio de Wattios de un test Wingate de 30 s.
XCO-MTB	Competición distancia Rallye de ciclismo de montaña
1day-MLSS	Test determinación del MLSS en una única sesión
20TT	Contrarreloj de 20 min
60TT	Contrarreloj de 60 min



# **1. Marco Teórico**



## 1.1. Investigación relacionada con la validación de herramientas para el control de la potencia en ciclismo.

### Estado actual del tema

#### 1.1.1. La potencia en el ciclismo.

Uno de los mayores avances en la fisiología del ejercicio durante las últimas décadas, y especialmente en el ciclismo, ha sido la disponibilidad comercial de herramientas de medición de potencia. Estos dispositivos han permitido la medición directa de la energía y el trabajo producidos en la bicicleta, tanto en ciclistas como en triatletas, durante el entrenamiento y la competición, así como en pruebas de valoración realizadas en laboratorio. Estos instrumentos de control de la carga externa han sido usados en laboratorios especializados desde mucho tiempo atrás mediante los denominados cicloergómetros (Vandewalle & Driss, 2015), pero no fue hasta la última década del siglo XX cuando su uso se generalizó al introducirlos en la propia bicicleta del usuario mediante potenciómetros portátiles (Jones & Passfield, 1998). Los cicloergómetros, tanto con freno mecánico como electromagnético (e.g., Lode Escalibur, Monark, etc...), rodillos con freno electromagnético (Wahoo Kickr o Tacx Genius Smart, etc...), así como los potenciómetros portátiles (Garmin Vector, PowerTap Hub, SRM, etc...), miden el trabajo que los ciclistas desarrollan al aplicar fuerza sobre los pedales. Estos dispositivos permiten obtener una medida precisa y estable de la energía transmitida en el pedaleo, aislándola por tanto del efecto de múltiples variables contaminantes y factores externos (e.g., viento, fricción de la superficie, inclinación, masa corporal, etc.) e internos (e.g., componente lento o rápido del  $VO_2$ , fatiga, estado de hidratación, estado de forma, etc.) (Paton & Hopkins, 2001; Reiser, Meyer, Kindermann, & Daugs, 2000).

Estas variables contaminantes han condicionado históricamente el control de la carga de trabajo durante el entrenamiento, la competición o los test

de valoración, en ciclistas y triatletas. En este contexto, la monitorización de la carga se realizaba principalmente a través de la frecuencia cardiaca (FC), que fue posiblemente hasta la comercialización de los potenciómetros portátiles, el mejor indicador del estrés fisiológico global del individuo, ya que era asequible y práctico para deportistas y laboratorios. Desde la generalización de los potenciómetros para el uso en campo, la potencia se ha convertido en el mejor indicador de la intensidad objetiva y del rendimiento en ciclismo, dado que responde de manera inmediata a los cambios de intensidad y puede cuantificar la energía producida por el ciclista a intensidades supramáximas (i.e., por encima del  $VO_{2max}$ ). No obstante, conviene matizar que, tanto la frecuencia cardiaca como la potencia, proporcionan información diferente y complementaria. Como prueba de esto, distintos autores (García-Pallares, Sánchez-Medina, Carrasco, Díaz, & Izquierdo, 2009; García-Pallares, Sánchez-Medina, Esteban Pérez, Izquierdo-Gabarren, & Izquierdo, 2010; Lucía, Hoyos, Pérez, & Chicharro, 2000) comprobaron que los valores de FC correspondientes a diferentes hitos fisiológicos relacionados con el rendimiento deportivo ( $VT_1$ ,  $VT_2$  y PAM), permanecieron estables durante el transcurso de un año completo de entrenamiento, a pesar de las adaptaciones funcionales significativas producidas por el entrenamiento en cada hito fisiológico.

En el ámbito de las ciencias de la actividad física y el deporte, tal y como ya se ha señalado, el uso de las métricas de potencia ha generado y genera actualmente un inmenso interés. En concreto, las que se refieren a la potencia mecánica desarrollada por el ciclista. Este interés busca responder principalmente a la pregunta “¿qué cantidad de trabajo desarrolla el ciclista o triatleta en cada ciclo de pedaleo?”.

En otros deportes cíclicos tales como la natación o la carrera a pie, para la programación de cada entrenamiento, valoración de los tests e incluso planificación de la competición, se utiliza la velocidad de desplazamiento como

medida directa de la intensidad del ejercicio. En el caso concreto del ciclismo, aunque también en otros deportes cíclicos (i.e., remo o piragüismo), debido a las posibles y heterogéneas singularidades del recorrido efectuado, los deportistas se ven sometidos a los efectos de fenómenos de aspiración, influencia de la gravedad que afecta en función del gradiente de la pendiente afrontada, e incluso resistencias propias de la atmósfera en la que se desarrolla el ejercicio. De este modo, para el análisis y programación del rendimiento, los deportistas no pueden utilizar la velocidad como parámetro único para conocer la intensidad del esfuerzo realizado.

En el caso concreto del ciclismo, la contracción muscular necesaria para vencer las resistencias citadas en el párrafo anterior proviene de la energía química generada por el organismo del deportista, de modo que al ser transferida a los pedales se transforma en energía de propulsión mecánica que hace girar las bielas, la cadena y la rueda trasera, produciendo desplazamiento (Grappe, Bertucci, Baron, & Georges, 2012). En este sentido, se considera energía mecánica a la cantidad de trabajo (J) por unidad de tiempo (segundos), obtenida a través del producto del momento de fuerza (la fuerza aplicada en las bielas durante la rotación) (Nm), por la velocidad angular (rad/s).

De forma más concreta, la definición del concepto de potencia según (Newton, 1994) es:

- i. La potencia ( $P$ ,  $W$ ) se define como la cantidad de trabajo mecánico de una fuerza ( $W$ ,  $J$ ), por la unidad de tiempo ( $t$ ,  $s$ ): " $P = W/t$ ".
- ii. Por otro lado, y dado que el trabajo mecánico de una fuerza se corresponde con el producto de la fuerza ( $f$ ,  $N/m$ ) en relación con la distancia sobre la que se aplica ( $d$ ,  $m$ ) ( $W = F \times d$ ), consideramos la siguiente ecuación como descriptiva: " $W/t = Fd/t$ ".

iii. Como conclusión, la potencia producida puede ser expresada como el producto de la fuerza por la velocidad ( $v$ ,  $m \cdot s^{-1}$ ), con la siguiente ecuación: " $P = F \times V$ "

### 1.1.2. Cicloergómetros, rodillos y medidores de potencia portátiles.

El control de la potencia desarrollada en pruebas de rendimiento realizados en laboratorios, con cicloergómetros sofisticados y a la vez de alto coste, hace que sea difícil confirmar que los datos obtenidos sean similares a los obtenidos en tests de campo (i.e., validez ecológica). Por esta razón, parece recomendable el control exhaustivo de la carga de trabajo en ciclistas y triatletas mediante el uso de potenciómetros móviles o portátiles, instalados en la propia bicicleta del ciclista que se desea evaluar y monitorizar (Nimmerichter, Williams, Bachl, & Eston, 2010). Son muchas las marcas comerciales que en los últimos tiempos han desarrollado instrumentos para el control de la potencia. En algunos casos se trata de ergómetros que requieren menos recursos espaciales y económicos que los usados en aquellos laboratorios más prestigiosos, pero también dispositivos que se incorporan en alguno de los puntos de la cadena de transmisión de energías de la propia bicicleta del usuario, permitiendo de esta forma medir la potencia desarrollada en entrenamientos, competiciones, e incluso en tests de rendimiento realizados en los propios laboratorios o en pruebas de campo.

### 1.1.3. Cicloergómetros y rodillos. Instrumentos para la gestión de sesiones de entrenamiento indoor.

Un rodillo para el entrenamiento de ciclismo es un dispositivo que, unido a una bicicleta individual, permite a los preparadores e investigadores programar

entrenamientos y valoraciones en ciclistas, pedaleando con sus propias bicicletas, sin necesidad de someterse a condiciones climatológicas adversas y sin los efectos producidos por otras variables contaminantes, tales como los cambios de altitud, la rugosidad del asfalto, los cambios de temperatura, etc. Todo esto, desarrollado mediante el uso de instrumentos válidos, reproducibles y económicamente accesibles, especialmente para aquellos que no disponen del espacio o los fondos necesarios para disponer de cicloergómetros especializados. Existen diferentes cicloergómetros especializados para su uso en laboratorio, cuya fiabilidad y validez ha sido previamente confirmada [e.g.: Lode, (Reiser et al., 2000), Ergoline (Maxwell et al., 1998), Monark (Maxwell et al., 1998), Velotron (Astorino & Cottrell, 2012), Wattbike (Wainwright, Cooke, & O'Hara, 2017), o SRM (Jones & Passfield, 1998; Martin, Milliken, Cobb, McFadden, & Coggan, 1998; Passfield & Doust, 2000)]. Sin embargo, el tamaño, peso y precio de estos instrumentos, puede limitar su uso en laboratorios con bajos recursos financieros, así como en ciclistas y equipos privados. Como alternativa existen en el mercado diferentes rodillos y cicloergómetros mucho más económicos, aunque únicamente una parte de ellos tienen la capacidad para medir directamente la potencia y no estimarla. Asimismo, en la actualidad se encuentra todavía relativamente poca información sobre la fiabilidad y validez de estos instrumentos. Por otro lado, incluso si los citados ergómetros de laboratorio fueran personalizables específicamente para un ciclista individual en cuanto a la posición de los manillares, sillines o pedales (no siempre posible), habría variaciones considerables en algunas métricas decisivas con la propia bicicleta del ciclista o triatleta, como podría ser el ancho del eje del pedalier (factor Q), la longitud de las bielas, u otras diferencias relacionadas con la geometría específica de la bicicleta (Peiffer & Losco, 2011). Estas diferencias podrían afectar tanto a la geometría muscular, la comodidad, el rendimiento del pedaleo, e incluso a la incidencia de lesiones (Disley & Li, 2014). Muy a menudo, los cicloergómetros tienen diferentes características en los volantes de inercia que implican valores

de carga inercial del eje del pedalier significativamente más bajos que los existentes en condiciones reales en el ciclismo en carretera (Bertucci, Betik, Duc, & Grappe, 2012; Fregly, Zajac, & Dairaghi, 2000). Para optimizar la calidad de las pruebas de evaluación de aptitud, es importante usar un cicloergómetro que permita el control de las características de inercia con el fin de simular las condiciones reales de ciclismo, de modo que disponga de una adecuada validez ecológica, fiabilidad, así como que permita la medición de potencia con la suficiente sensibilidad. Igualmente es aconsejable que permitan el uso de la propia bicicleta del ciclista, con el fin de mantener la posición de pedaleo habitual (Bertucci, Grappe, & Crequy, 2011).

#### 1.1.4. Medidores de potencia portátiles.

Con la finalidad de salvar las limitaciones propias de los cicloergómetros y rodillos como elementos de control de potencia en pruebas de campo, en la década de 1990 se empezaron a comercializar medidores de potencia portátiles instalados en la propia bicicleta del ciclista, permitiendo de esta forma la medición directa de la potencia en estas circunstancias (i.e., validez ecológica) (Nimmerichter, Schnitzer, Prinz, Simon, & Wirth, 2017). Desde entonces, científicos, entrenadores, facultativos y ciclistas, han podido medir la potencia producida en el pedaleo durante el entrenamiento y la competición, de igual modo que tradicionalmente se realizaba en un entorno de laboratorio. Los dispositivos portátiles actuales para la medición de la potencia en ciclismo pueden instalarse en distintas partes de la bicicleta y pueden ser clasificados en función de su localización en la cadena de transmisión de la fuerza en la citada bicicleta (Figura 1).



Figura 1. Localización de los instrumentos de medición de potencia integrados en la propia bicicleta. Plato, buje trasero, bielas y pedales (Cavas, 2015)

El potenciómetro que está considerado como el patrón de oro es el SRM, ya que su diseño, fabricación y procesamiento de los registros de datos, continúa siendo a día de hoy y desde su origen, un referente en la comunidad científica y en los propios usuarios, ciclistas y triatletas de medio y alto nivel. Este dispositivo fue creado en 1986 por el ingeniero alemán Ulrich Schoberer y ha sido utilizado hasta nuestros días por muchos equipos profesionales del pelotón ciclista internacional. Se trata de un dispositivo integrado en el plato de la bicicleta y basa su validez en el principio tecnológico de la medida de las deformaciones que se producen en unas galgas extensiométricas muy sensibles que lleva incorporadas. El número de galgas y la precisión varía en función del modelo (4, 8 o 20), dependiendo que se trate de modelos de gama inicial, profesional o científica, respectivamente.

La validez y reproducibilidad de este dispositivo ha sido probada científicamente y su uso continuado por multitud de investigadores para sus estudios lo convierten en el dispositivo móvil de referencia para la medición de

la potencia (Jones & Passfield, 1998; Martin et al., 1998; Paton & Hopkins, 2001). Tests de valoración del rendimiento en ciclismo, donde fueron utilizados, tanto cicloergómetros de laboratorio como potenciómetros móviles, indicaron que los resultados de medición de potencia de este dispositivo eran incluso superiores en calidad a los de referencia en ergometría de laboratorio, ya que el error obtenido en su medida era prácticamente despreciable (Paton & Hopkins, 2001). Por esta razón, desde principios de este siglo se está empleando este dispositivo para comprobar la validez de nuevos potenciómetros que surgen en el mercado (Gardner et al., 2004).

#### 1.1.5. Validez y fiabilidad de los cicloergómetros, rodillos y medidores de potencia.

Es bien conocido que una pobre fiabilidad en la medida de potencia no permite ni la optimización del programa de entrenamiento, ni la comparación con resultados previos o futuros, ni un análisis preciso de los datos (Peiffer & Losco, 2011). Por lo tanto, la validez y fiabilidad del equipo están vinculadas con la eficacia de la información obtenida. Sin un alto nivel de fiabilidad en la medición de potencia, no se pueden determinar los cambios reales en el rendimiento (García-Lopez, Diez-Leal, Ogueta-Alday, Larrazabal, & Rodríguez-Marroyo, 2016; Hopkins, 2000). Para la evaluación mediante la medición de la potencia del efecto del entrenamiento o desentrenamiento, es importante conocer la variación debida al error técnico del medidor de potencia (Bertucci, Duc, Villerius, & Grappe, 2005). En concreto, se ha sugerido que el rango de error técnico en la medida de potencia de cicloergómetros o potenciómetros portátiles debería ser inferior al 5% (Vanpraagh, Bedu, Roddier, & Coudert, 1992). Cuando se usa un medidor de potencia para evaluar deportistas de alto nivel, incluso sería aconsejable que este error técnico estuviese más cerca del 2%,

debido a que los ciclistas de élite tienen una variación típica de  $\sim 1\%$  para pruebas con una duración aproximada de 1 hora (Paton & Hopkins, 2001).

Muchos han sido los investigadores que han evaluado la validez para la medición de potencia mecánica, tanto de cicloergómetros, de rodillos con freno electromagnético, como de potenciómetros portátiles. En la tabla 1 se muestra una lista detallada de todos los trabajos de validación conocidos, publicados hasta la fecha.

Tabla 1. Artículos de validación de cicloergómetros, rodillos con freno electromagnético y potenciómetros portátiles

HERRAMIENTA VALIDADA	TIPO	AÑO	REVISTA	AUTOR	TÍTULO	Método/instrumento de referencia
Stages	Potenciómetro portátil	2018	Isokinetics and Exercise Science	(Costa, Tramontin, Visentainer, & Borczysz, 2018)	Test-retest reliability and validity of the Stages mountain bike power meter	Velotron
PowerTap P1	Potenciómetro portátil	2018	Sports (Basel)	(Whittle, Smith, & Jobson, 2018)	Validity of PowerTap P1 Pedals during Laboratory-Based Cycling Time Trial Performance	Wattbike
Stages	Potenciómetro portátil	2018	Journal of Science and Cycling	(Schneeweiss et al., 2018)	Agreement between the Stages Cycling and PowerTap Powermeter	PowerTap Núcleo
PowerCal	Potenciómetro portátil	2017	Journal of Science and Cycling	(Paton & Costa, 2017)	Is the PowerCal device suitable for monitoring performance with competitive cyclists?	Velotron

Garmin Power	Vector	Potenciómetro portátil	2017	Journal of Sports Science	(Hutchison et al., 2017)	Validity and Reproducibility of the Garmin Vector Power Meter When Compared to the SRM Device	SRM científico (20 galgas)
Wahoo KICKR	Rodillo		2017	International Journal of Sports Physiology and Performance	(Zadow, Kitic, Wu, & Fell, 2017)	Reliability of Power Settings of the Wahoo KICKR Power Trainer After 60 Hours of Use	Sistema de calibración dinámica (CALRIG).
Garmin Vector 2		Potenciómetro portátil	2017	International Journal of Sports Medicine	(Nimmerichter, Schnitzer, Prinz, Simon, & Wirth, 2017)	Validity and Reliability of the Garmin Vector Power Meter in Laboratory and Field Cycling	SRM profesional (8 galgas)
Wattbike		Cicloergómetro	2017	Journal of Sports Sciences	(Wainwright, Cooke, & O'Hara, 2017)	The validity and reliability of a sample of 10 Wattbike cycle ergometers.	Calibración dinámica motorizada (LODE)
Wahoo KICKR	Rodillo		2017	International Journal of Sports Physiology and Performance	(Zadow et al., 2017)	Reliability of Power Settings of the Wahoo KICKR Power Trainer After 60 Hours of Use.	Calibración dinámica motorizada (CALRIG).

Wahoo KICKR	Rodillo	2016	Journal of Science and Cycling	(Hoon, Scott, Patton, Chapman, & Areta, 2016)	A Comparison of the Accuracy and Reliability of the Wahoo KICKR and SRM Power Meter	Bielas SRM y sistema calibración dinámico (CALRIG)
Wahoo KICKR	Rodillo	2016	International Journal of Sports Physiology and Performance	(Zadow, Kitic, Wu, Smith, & Fell, 2016)	Validity of Power Settings of the Wahoo KICKR Power Trainer	Sistema de calibración dinámica (CALRIG).
Wahoo KICKR	Rodillo	2016	Journal of Science and Cycling	(Zadow, Zadow, Fell, & Kitic, 2016)	The reliability of a Laboratory-based 4km Cycle Time Trial on a Wahoo KICKR Power Trainer	Reproducibilidad frente al propio rodillo
Powertap, Stages and Garmin Vector	Potenciómetro portátil	2016	International Journal of Sports Physiology and Performance	(Bouillod, Pinot, Soto-Romero, Bertucci, & Grappe, 2016)	Validity, Sensitivity, Reproducibility and Robustness of the Powertap, Stages and Garmin Vector Power Meters in Comparison with the SRM Device	SRM
Garmin Vector	Potenciómetro portátil	2016	Measurement in Physical Education and Exercise Science	(Novak & Dascombe, 2016)	Agreement of Power Measures between Garmin Vector and SRM Cycle Power Meters	SRM

Cyclus	Cicloergómetro	2016	Journal of Science and Cycling	(Rodger, Plews, McQuillan, & Driller, 2016)	Evaluation of the Cyclus ergometer and the Stages power meter against the SRM crankset for measurement of power output in cycling	SRM
Stages	Potenciómetro portátil	2016	Journal of Science and Cycling	(Rodger et al., 2016)	Evaluation of the Cyclus ergometer and the Stages power meter against the SRM crankset for measurement of power output in cycling	SRM
Stages and Quarq Quatro	Potenciómetro portátil	2015	Sports Technology	(Miller, Macdermid, Fink, & Stannard, 2015)	Stages and Quarq Quatro	Potenciómetro portátil
Lemond Revolution	Cicloergómetro	2015	Journal of Science and Cycling	(Novak, Stevens, & Dascombe, 2015)	Agreement between LeMond Revolution cycle ergometer and SRM power meter during power profile and ramp protocol assessments	SRM crankset 20 galgas

Look Keo Power Pedal	Potenciómetro portátil	2015	International Journal of Sports Physiology and Performance	(Sparks, Dove, Bridge, Midgley, & McNaughton, 2015)	Validity and Reliability of the Look Keo Power Pedal System for Measuring Power Output during Incremental and Repeated Sprint Cycling	SRM
Stages	Potenciómetro portátil	2014	Journal of Science and Cycling	(Hurst, Sinclair, & Metcalfe, 2015)	Agreement Between the Stages Cycling and SRM Powermeter Systems during Field-Based Off-Road Climbing	SRM
G-Cox BMX	Potenciómetro portátil	2013	International Journal of Sports Medicine	(Bertucci, Crequy, & Chimentin, 2013)	Validity and Reliability of the G-Cog BMX Powermeter	PowerTap Núcleo y bielass SRM
Tacx Fortius	Rodillo	2012	Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering	(Bertucci, 2012)	Analysis of the agreement between the Fortius cycling ergometer and the PowerTap powermeter PO during time trials of 6 and 30 min	Powertap Núcleo
Velotron Racermate	Cicloergómetro	2012	International Journal of Sports Medicine	(Astorino & Cottrell, 2012)	Reliability and Validity of the Velotron Racermate Cycle Ergometer to Measure Anaerobic Power	

Tacx Fortius Trainer	VR	Rodillo	2011	International Journal of Sports Medicine	(Peiffer & Losco, 2011)	Reliability/Validity of the Fortius Trainer	Rueda Powertap.
Wattbike		Cicloergómetro	2010	International Journal of Sports Medicine	(Hopker, Myers, Jobson, Bruce, & Passfield, 2010)	Validity and reliability of the Wattbike cycle ergometer	SRM
Velotron		Cicloergómetro	2008	International Journal of Sports Medicine	(Abbiss, Quod, Levin, Martin, & Laursen, 2009)	Accuracy of the Velotron Ergometer and SRM Power Meter	SRM científico de 8 galgas
Ergomo		Cicloergómetro	2008	International Journal of Sports Medicine	(Kirkland, Coleman, Wiles, & Hoper, 2008)	Validity and Reliability of the Ergomo (R) pro Powermeter	Monark y SRM
Ergomo		Cicloergómetro	2007	International Journal of Sports Physiology and Performance	(Duc, Villerius, Bertucci, & Grappe, 2007)	Validity and Reproducibility of the Ergomo®Pro Power Meter Compared with the SRM and Powertap Power Meters	SRM y Powertap

Elite Powertrain	Axiom Rodillo	2005	International Journal of Sports Medicine	(Bertucci, Duc, Villerius, & Grappe, 2005)	Validity and Reliability of the Axiom Powertrain Cycle Ergometer When Compared with an SRM Powermeter	SRM de 20 galgas
Lode Computrainer	Excalibur; Cicloergómetro	2005	Journal of Strength and Conditioning Research	(Earnest, Wharton, Church, & Lucia, 2005)	Reliability of the Lode Excalibur Sport Ergometer and applicability to Computrainer electromagnetically braked cycling training device.	
Computrainer	Rodillo	2005	Journal of Strength and Conditioning Research	(Earnest et al., 2005)	Reliability of the Lode Excalibur Sport Ergometer and applicability to Computrainer electromagnetically braked cycling training device.	Lode Excalibur
Powertap	Potenciómetro portátil	2004	Medicine & Science in Sports & Exercise	(Gardner et al., 2004)	Accuracy of SRM and Power Tap Power Monitoring Systems for Bicycling	SRM
Polar S710	Potenciómetro portátil	2003	International Journal of Sports Medicine	(Millet, Tronche, Fuster, Bentley, & Candau, 2003)	Validity and reliability of the Polar S710 mobile cycling powermeter	SRM

---

Monark Wingate Ergometer Model 834E y Monark Model 868	Cicloergómetro	2001	Canadian Journal of Applied Physiology- (MacIntosh, Bryan, Rishaug, & Norris, 2001) Reveu Canadienne de Physiologie Appliquee	Evaluation of the Monark Wingate Ergometer by direct measurement of resistance and velocity	Transductor de fuerza y sensor de velocidad.
Lode Excalibur; Avantronic Cyclus 2	Cicloergómetro	2000	European Journal of Applied Physiology (Reiser et al., 2000)	Transferability of workload measurements between three different types of ergometer	SRM
Monark, Repco, Siemens, Elema-Schonander, Ergoline, Warren E. Collins	Cicloergómetro	1998	European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology (Maxwell et al., 1998)	Dynamic calibration of mechanically, air- and electromagnetically braked cycle ergometers	Sistema de calibración dinámica (construido al efecto)

---

## 1.1.6. Cicloergómetros y medidores de potencia evaluados.

### 1.1.6.1. El Cycleops Hammer y sus características diferenciales.

El reciente desarrollo del Cycleops Hammer (CycleOps, Madison, WI) ha introducido en el mercado un nuevo rodillo de medición de potencia. Además de su pequeño tamaño y su bajo coste ( $\approx$  \$1600 EE.UU.), mucho más barato que los cicloergómetros de laboratorio tradicionales, y de su precisión de hasta el 3,0%, (según el fabricante),

este rodillo permite a los ciclistas usar su propia bicicleta al reemplazar la rueda trasera por la rueda de inercia del Hammer (Figura 2). Este dispositivo también elimina la fricción de la rueda en el freno de un rodillo convencional, reduciendo

significativamente el ruido del instrumento al pedalear, y evitando asimismo la influencia de la

presión del neumático sobre la medición de potencia. La resistencia de este dispositivo se ajusta mediante un sistema controlado por un software económico y fácil de usar.



Figura 2. Sujeto pedaleando en una bicicleta instalada en un rodillo Cycleops Hammer

### 1.1.6.2. Los pedales de potencia PowerTap P1

También recientemente se han desarrollado los pedales de potencia PowerTap P1 (PP1, CycleOps, Madison, EE. UU.), los cuales han introducido en el mercado otra herramienta portátil de medición de potencia, con un precio reducido (~ \$999,99). De manera similar a otros, este fabricante afirma que los pedales PowerTap P1 tienen una precisión de hasta el 1,5%, con un peso extra muy limitado (~ 150 g), en comparación con los pedales de carretera automáticos de calidad media o superior. Están contruidos con ocho galgas extensiométricas, que funcionan con un "anillo multipolar", consistente en un sensor formado por 20 pequeños imanes alrededor del eje del pedal. Permiten a los ciclistas usar su propia bicicleta en tests o sesiones de entrenamiento llevadas a cabo en cicloergómetros de laboratorio, rodillos de entrenamiento, rodillos de rulos e incluso en campo, simplemente reemplazando los pedales. La medición de potencia proviene directamente del punto de contacto con la bicicleta, reduciendo así la pérdida de potencia debido a las conexiones mecánicas (Jones & Passfield, 1998).

## 1.2. Investigación asociada al análisis de los tiempos límite hasta la extenuación en ciclismo. Estado actual del tema

### 1.2.1. Evolución histórica del conocimiento sobre los hitos fisiológicos

A comienzos del siglo XX algunos científicos pioneros en el campo de la fisiología del ejercicio comenzaron a describir los efectos que el esfuerzo de intensidad incremental provocaba en el organismo humano. Estos primeros hallazgos sugerían la existencia de una transición en el aporte energético, desde vías metabólicas aeróbicas, a otras anaeróbicas. En 1911, Meyerhof dedujo que la contracción muscular podía tener como responsable al ácido láctico. En 1924, Hill, Cheng y Lupton publicaron la existencia de una relación inversamente proporcional entre la concentración de lactato en el plasma sanguíneo y el consiguiente aporte de oxígeno suministrado por el sistema ventilatorio y cardiovascular. Fue en 1927 cuando apareció por primera vez el concepto de "Umbral Anaeróbico", siendo Douglas quien dedujo que era posible desarrollar un ejercicio físico sin la consiguiente acumulación de ácido láctico, pero que ante el aumento de la intensidad, este comenzaba a acumularse progresivamente en la sangre. También en 1927, Heymans y Heymans hicieron la primera aproximación al término "Umbral Ventilatorio", cuando observaron la existencia de altas correlaciones entre la concentración de lactato en sangre y el volumen e intensidad de la ventilación pulmonar. En 1930, Owles observó que existía una intensidad individual y única en la que la concentración de lactato plasmático sufría un incremento progresivo, llamándose a este punto el "Nivel Metabólico Crítico", o también "Punto de Owles". Asimismo, este autor observó la existencia de una relación inversa entre el aumento del lactato y el descenso del bicarbonato en el plasma sanguíneo. Entre los años 1959 y 1961, Hollman, al

comprobar que existía una relación entre un punto determinado en la intensidad ventilatoria y la capacidad para desarrollar ejercicio físico de larga duración, introdujo el término “punto de óptima eficiencia respiratoria” (López Chicharro & Fernández Vaquero, 2006).

Con la finalidad de controlar y evitar ejercicios que pudiesen producir altos índices de agotamiento en pacientes con patologías cardíacas, Wasserman y McIlroy (1964) analizaron la posibilidad de detectar la intensidad de ejercicio a partir de cual el metabolismo anaeróbico comienza a participar de forma relevante en la provisión de energía. Estos autores sugirieron que el citado inicio podía ser detectado a través de una triple vía:

- i. Un aumento de la concentración de lactato en el plasma sanguíneo.
- ii. Una disminución de la concentración arterial del bicarbonato y del pH.
- iii. Un aumento del cociente respiratorio (CR) (relación entre el volumen de dióxido de carbono producido y el volumen de oxígeno consumido).

Al graficar la cinética del CR y del consumo de oxígeno ( $VO_2$ ) durante un protocolo incremental, observaron que el CR tenía una tendencia a disminuir durante las cargas iniciales, seguido de un aumento progresivo a partir de una intensidad concreta e individual. El citado punto era coincidente con el momento de descenso de la tasa de bicarbonato en plasma y el consiguiente aumento del lactato. Según estos autores, ese punto sería el momento clave del inicio del metabolismo anaeróbico. Definen así estos autores por primera vez el denominado “umbral anaeróbico”, o más concretamente el “umbral de metabolismo anaeróbico”, como la *“carga de trabajo o consumo de oxígeno ( $VO_2$ ) a partir del cual se comienza a instaurar un estado de acidosis metabólica, que conlleva cambios asociados en el intercambio gaseoso”* (Wasserman & McIlroy, 1964).

## 1.2.2. Hallazgo de la zona de transición aeróbica-anaeróbica

La transición aeróbica-anaeróbica ha sido un punto clave para muchos autores, llegando en la actualidad a concluir la existencia de dos puntos críticos en la citada transición, llamados “umbral aeróbico” (Kindermann, Simon, & Keul, 1979) y “umbral anaeróbico” (Wasserman & McIlroy, 1964). Estos dos puntos se justifican básicamente en cambios en cuatro conceptos fisiológicos: el metabolismo energético, la concentración de lactato en sangre, el equilibrio del ácido-base y, relacionado con todo ello, la regulación de la ventilación (Skinner & Mclellan, 1980).

Fueron precisamente Skinner y Mclellan (1980), quienes describieron la transición existente desde el metabolismo aeróbico al anaeróbico durante el desarrollo de ejercicios incrementales y lo denominaron “el modelo trifásico”. Las diferentes fases de esta transición explican el transcurrir del metabolismo producido desde el estado de reposo, hasta los esfuerzos de muy alta intensidad (Figura 3).

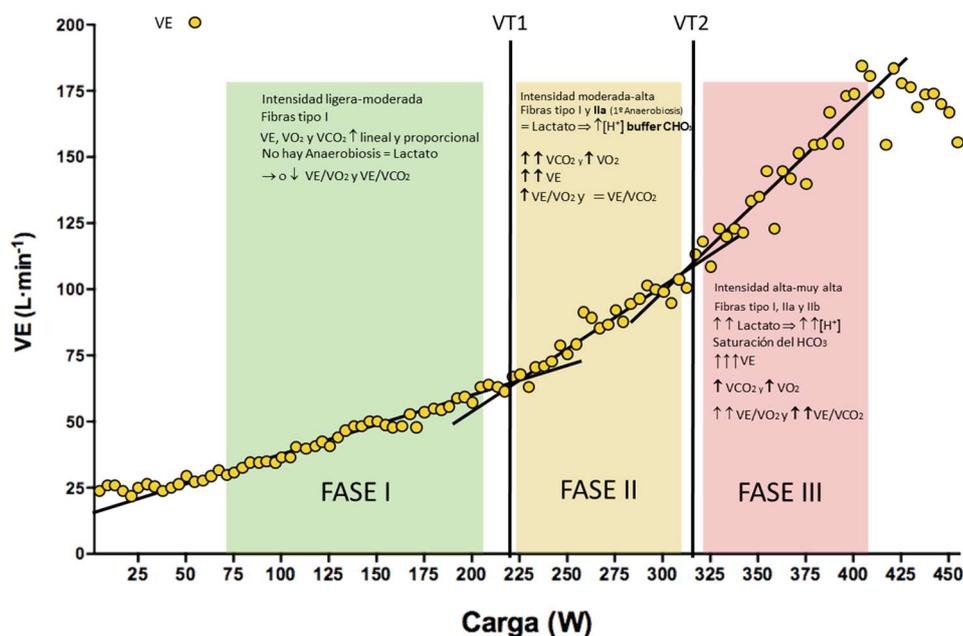


Figura3. Modelo trifásico de transición aeróbica-anaeróbica de Skinner & McLellan (1980) (modificado por Moran-Navarro, (2017), de Chicharro & Lucía, 2008).

Las citadas fases serían:

- i. Una primera fase en la que el participante desarrollaría un ejercicio de baja intensidad y cuyas principales características son:
  - Aumento del consumo de oxígeno ( $\dot{V}O_2$ ), debido al aumento concurrente del volumen de oxígeno extraído de los tejidos.
  - Relacionado con este aumento del  $\dot{V}O_2$ , se produce una disminución de la concentración fraccional de oxígeno en el aire espirado ( $FEO_2$ ).
  - Igualmente se incrementa la producción de dióxido de carbono ( $\dot{V}CO_2$ ) provocando un aumento de la concentración fraccional de dióxido de carbono en el aire espirado ( $FECO_2$ ).
  - La relación entre el  $\dot{V}O_2$  y el  $\dot{V}CO_2$  se mantiene equilibrada y lineal.
  - La existencia de una acidez metabólica limitada conlleva que la producción de ATP para obtener energía se obtenga fundamentalmente por vía aeróbica.
  
- ii. La segunda fase (aeróbica-anaeróbica), se produce al aumentar la intensidad del ejercicio (en torno al 60% del  $\dot{V}O_{2max}$ ), suponiendo esto el inicio en el reclutamiento de las fibras musculares tipo II (glucolíticas). Las características principales de esta fase son:
  - Se produce un incremento no lineal en la ventilación pulmonar del  $\dot{V}O_2$ , implicando el aumento simultáneo del  $\dot{V}CO_2$ . Esta adaptación respiratoria tiene resultados efectivos, ya que los niveles de lactato en sangre, a pesar de aumentar, son estabilizados por los sistemas de aclarado.
  - Dado que el organismo es incapaz de extraer más oxígeno que el necesario para sustituir el ATP utilizado, el resultado será el aumento de la  $FEO_2$ .
  - Se elevan los valores de lactato sanguíneo respecto a los valores de reposo, situación está relacionada con un incremento en la participación de fibras tipo II (glucolíticas).

- La tasa de  $\text{VO}_2$  permanece lineal, la ventilación pulmonar y el  $\text{CO}_2$  se incrementan de forma acelerada, y el equivalente respiratorio del oxígeno ( $\text{VE}/\text{VO}_2$ ) comienza a elevarse sin aumento concurrente en el equivalente ventilatorio del dióxido de carbono ( $\text{VE}/\text{VCO}_2$ )

Según los citados autores, esta transición entre la fase I (totalmente aeróbica) y la fase II (comienzo de la participación anaeróbica de obtención de energía), se denomina umbral aeróbico, y el método de detección "*Gold Standard*", (también llamado "Patrón de Oro"), es el Primer Umbral Ventilatorio ( $\text{VT}_1$ ).

- iii. La tercera fase (aeróbica-anaeróbica), sería consecuencia de la realización de actividades físicas de alta intensidad (superior al 80% del  $\dot{\text{V}}\text{O}_2$ ). Las principales características serían:
- Se produce un incremento continuo de la concentración de lactato en sangre, con una saturación del sistema de bicarbonato que produce la rotura del equilibrio ácido base y provoca un descenso del pH.
  - Como consecuencia aparece una importante hiperventilación pulmonar cuya finalidad es producir la compensación de la acidosis metabólica a través de la eliminación del  $\text{CO}_2$ .
  - Esta hiperventilación produce una disminución de la  $\text{FECO}_2$  y un aumento de la  $\text{FEO}_2$ , que implica a su vez un aumento de los valores del equivalente ventilatorio del dióxido de carbono ( $\text{VE}/\text{VCO}_2$ ), que hasta ese momento permanecen en un estado de estabilidad relativa.

Según estos autores, esta transición entre las fases II y III se denomina umbral anaeróbico, siendo el Segundo Umbral Ventilatorio ( $\text{VT}_2$ ), el método *Gold Standard* para su detección.

En base a todas estas evidencias, las definiciones que mayor consenso presentan en la comunidad científica actualmente son:

**Umbral aeróbico:** Aquella intensidad del esfuerzo en la que el metabolismo aeróbico se hace insuficiente por sí sólo para satisfacer las demandas energéticas del tejido muscular activo y que, por lo tanto, hace necesario recurrir por primera vez a las fuentes anaeróbicas adicionales de suministro energético (Holloszy & Coyle, 1984).

**Umbral anaeróbico:** Intensidad en la que la glucólisis anaeróbica comienza a intervenir de manera relevante como proveedora de ATP (5-7% del total de la energía), colapsando el sistema *buffer* del bicarbonato (Mora-Rodríguez, 2010).

Las diferentes nomenclaturas que ha recibido el primer hito fisiológico de la transición aeróbica-anaeróbica (umbral aeróbico), desde mediados de siglo XX hasta principios de los años 80 del mismo siglo, se muestran en la siguiente tabla:

Tabla 2. Resumen de las nomenclaturas utilizadas por diferentes autores para indicar el comienzo de la acumulación de lactato (Moran-Navarro, 2017, modificado de López Chicharro, 2008).

<b>Término</b>	<b>Publicación</b>
Punto de óptima eficiencia respiratoria	Hollman, 1959
Umbral láctico	Davids et al., 1976
Umbral aeróbico	Kindeermann et al., 1979
OPLA (inicio de la acumulación de lactato en plasma)	Farrel et al., 1979
Transición anaeróbica individual	Pesenhofer et al., 1981
Primer Umbral Ventilatorio (VT <sub>1</sub> )	Orr et al., 1982

Por otro lado, el umbral anaeróbico se ha definido como el hito fisiológico que marca una nueva fase de la transición aeróbica-anaeróbica. Diferente terminología y métodos de determinación se muestran en la tabla siguiente.

Tabla 3. Nomenclaturas que indican un segundo umbral en la transición aeróbica-anaeróbica (Moran-Navarro, 2017, modificado de López Chicharro, 2008).

<b>Término</b>	<b>Publicación</b>
Umbral del metabolismo anaeróbico	Wasserman & McIlroy, 1964
Umbral aeróbico-anaeróbico	Mader et al., 1976
IAT (umbral anaeróbico individual)	Kenl et al., 1979
Umbral anaeróbico	Kindeermann et al., 1979
Umbral anaeróbico individual	Stegman et al., 1981
OBLA (inicio de acúmulo de lactato en sangre)	Sjödin & Jacobs, 1981
Segundo Umbral ventilatorio (VT <sub>2</sub> )	Orr et al., 1982

En virtud de la definición de umbral anaeróbico propuesta por Mora Rodríguez (2010), es posible afirmar que existe un punto a partir del cual la glucólisis aeróbica no es suficiente para aportar la energía necesaria a los tejidos musculares activos. Por ello, si el deportista continúa realizando ejercicio por encima de este punto, las respuestas fisiológicas que sufrirá el organismo son diversas. Wasserman y McIlroy (1964) describieron que, si la intensidad continuaba incrementándose, la acidosis metabólica del deportista comenzaría a elevarse exponencialmente, dado que las fibras musculares no tendrían la capacidad de resintetizarla a la misma velocidad en el que esta se produce, ni tampoco tendrían la capacidad para tamponarla (sistema buffer del bicarbonato), produciendo un aumento de la intensidad ventilatoria de forma desproporcionada respecto al volumen de oxígeno consumido.

Finalmente y ya en 2005, diferentes autores entre los que se encontraba Wasserman, profundizaron en las repercusiones ventilatorias y metabólicas, afirmando que esta ruta metabólica, situada en un cociente respiratorio ( $VCO_2/VO_2$ ) muy próximo al valor "1", requiere de un consumo energético prácticamente exclusivo de HHCC, donde la participación aeróbica-anaeróbica se encuentra en torno al 95% aeróbico, frente a un 5% anaeróbico (Wasserman,

Hansen, Sue, Stringer, & Whipp, 2005). La intensidad de este umbral anaeróbico se puede localizar en la mayor parte de los sujetos entrenados en ciclismo entre el 75-80% de la Potencia Aeróbica Máxima (Pallares, Moran-Navarro, Fernando Ortega, Fernandez-Elias, & Mora-Rodriguez, 2016) y entre el 84-87% de la Velocidad Aeróbica Máxima en atletas (Cerezuela-Espejo, Courel-Ibáñez, Morán-Navarro, Martínez-Cava, & Pallarés, 2018; Pallares & Morán-Navarro, 2012).

### 1.2.3. El Máximo Estado Estable de Lactato (MLSS)

De la evidencia descrita en 1930 por Owles sobre la existencia de una intensidad individual y única en la que la concentración de lactato plasmático sufría un incremento progresivo (llamado punto de Owles), surgió el concepto de "Máximo Estado Estable de Lactato" (MLSS). Con la aparición de los primeros potenciómetros, la potencia asociada al MLSS se convirtió en una de las variables más utilizadas en la planificación de cargas de entrenamiento de resistencia aeróbica. Hasta tal punto parece importante este hito fisiológico que, el hecho de desarrollar ejercicios por encima de esta intensidad, aunque sea solo ligeramente, conduce a alteraciones significativas de las respuestas metabólicas que comprometen de forma desproporcionada el rendimiento posterior (Iannetta, Inglis, Fullerton, Passfield, & Murias, 2018).

El concepto de MLSS se refiere a la intensidad de esfuerzo más elevada en la que el bicarbonato plasmático (sistema buffer), es capaz de taponar y controlar la acidosis producida por el metabolismo de la glucólisis anaeróbica, evitando una acumulación continua de la acidosis. El MLSS ha sido definido como la intensidad correspondiente a la máxima velocidad de carrera, o potencia en ciclismo, a la que la concentración de lactato sanguíneo [Lact] permanece estable durante cargas de ejercicio a intensidad submáxima prolongadas en el tiempo. Esta intensidad se localiza dentro de la fase II del modelo trifásico, antes

de alcanzar el Umbral Anaeróbico, estando localizada en la mayoría de los ciclistas entre el 70 y 75 % del  $VO_{2max}$  (Pallares, Moran-Navarro, Fernando Ortega, Fernandez-Elias, & Mora-Rodriguez, 2016).

El MLSS está considerado como un gran predictor del rendimiento en pruebas de fondo y medio fondo (Billat, Sirvent, Py, Koralsztein, & Mercier, 2003), siendo la disponibilidad de glucógeno, el principal factor limitante del esfuerzo a esta intensidad (Coyle, Coggan, Hemmert, & Ivy, 1986). Es asimismo el MLSS una parte predominante del entrenamiento aeróbico de los atletas de cualquier nivel competitivo (Garcia-Pallares, Garcia-Fernandez, Sanchez-Medina, & Izquierdo, 2010; Garcia-Pallares et al., 2009). Fue Beneke (1995) quien por primera vez estandarizó el protocolo para su detección, consistente en varias cargas de trabajo a intensidad constante de 30 minutos de duración, que desde entonces es considerado el "Gold Standard" para la determinación del MLSS.

Tradicionalmente se ha asociado la posición del Umbral Anaeróbico con la del Máximo Estado Estable de Lactato (Svedahl & MacIntosh, 2003), aunque de forma contradictoria, recientes evidencias en ciclistas han demostrado que el MLSS presenta un factor limitante distinto, principalmente relacionado con la disponibilidad del glucógeno y no con la acidosis metabólica, y se localiza en la mayoría de ciclistas y corredores entre el 83% - 88% de la potencia asociada al  $VT_2$  (Cerezuela-Espejo et al., 2018; Pallares, Moran-Navarro, Fernando Ortega, Fernandez-Elias, & Mora-Rodriguez, 2016; Peinado et al., 2016). En este mismo sentido, Dekerle, Baron, Dupont, Vanvelcenaher y Pelayo (2003) publicaron que el Punto de Compensación Respiratoria (Respiratory Compensation Point -RCP-), cuya determinación es coincidente con la del  $VT_2$ , se desarrolla a una carga similar a la potencia crítica (PC), calculada a través de la relación hiperbólica existente entre la potencia producida a diferentes intensidades y el tiempo que es posible mantener a estas intensidades (Hill, 1993). En el mismo trabajo, estos autores afirmaron que el MLSS y la PC no son la misma intensidad. Parece por tanto claro

que son en realidad diferentes intensidades fisiológicas, con distintos factores limitantes y adaptaciones crónicas asociadas.

#### 1.2.4. El Consumo Máximo de Oxígeno ( $VO_{2max}$ )

El consumo máximo de oxígeno ( $VO_{2max}$ ) es la cantidad más elevada de oxígeno que el organismo es capaz de absorber, transportar y consumir por unidad de tiempo (López Chicharro & Fernández Vaquero, 2006). La primera definición fue realizada en 1923 por Hill y Lupton, quienes observaron que el  $VO_2$  aumentaba de forma directamente proporcional a la intensidad del esfuerzo realizado, hasta alcanzar un nivel a partir del cual, a pesar de que la intensidad continuaba aumentando, este ya no lo hacía, produciéndose así una meseta en sus valores máximos. Posteriormente Sid Robinson y cols. publicaron el primer estudio que identificó el  $VO_{2max}$  como un factor determinante de la capacidad de rendimiento físico (López Chicharro & Fernández Vaquero, 2006).

El  $VO_{2max}$  representa la máxima producción de energía por vía aeróbica, siendo considerado en la actualidad uno de los marcadores con mayor capacidad predictiva del rendimiento aeróbico en deportistas de élite, especialmente en pruebas con duraciones entre 2 y 10 min. Aunque existen desde mediados del siglo XX diferentes metodologías para la determinación indirecta de esta intensidad (e.g., Test de Cooper, Test de Léger-Boucher, etc...), el instrumento más válido y fiable para su medición es la calorimetría indirecta. El factor limitante es multifactorial, no existiendo por tanto un único responsable de este, tal y como indica la ley de Fick, e incluye tanto el gasto cardiaco, como la máxima diferencia en el contenido arteriovenoso de oxígeno (intercambio gaseoso, transporte de oxígeno, distribución de este por los tejidos y la capacidad de utilización por parte de las células).

### 1.2.5. La Capacidad y Potencia Anaeróbica Láctica

A principios del siglo XX, Mayerhof (1911) y Hill (1911) distinguieron una fase aeróbica y otra fase anaeróbica en la contracción muscular, siendo Hill y cols. (1924) quienes elaboraron por primera vez el concepto “contracción de una deuda de oxígeno” para referirse a lo que en la actualidad se domina “déficit de oxígeno”. Poco después tendría lugar el descubrimiento de la fosfocreatina (PCr) (Eggleton y Eggleton, 1927; Nachmanson, 1928) y del ATP (1929). En 1930, Lundsgaard comprobó que aun bloqueando la glucólisis con ácido iodoacético, seguían produciéndose unas cuantas contracciones musculares, hecho este que permitió separar el metabolismo energético anaeróbico en dos componentes: uno dependiente de la glucólisis (láctico) y otro independiente de la glucólisis (fosfagénico: ATP y PCr). No fue hasta entrados los años 60 del siglo XX cuando el término “capacidad anaeróbica” comenzó a utilizarse para referirse a esta fuente limitada de energía (Margaria, Aghemo, & Rovelli, 1966).

La producción anaeróbica de ATP está estrechamente relacionada con la producción de lactato y con la descomposición de los fosfágenos (PCr). El total de PCr disponibles y la cantidad de lactato que puede ser acumulado en los músculos y en la sangre, es limitada. Esto significa que existe una cantidad máxima de liberación de energía anaeróbica durante el ejercicio, llamada “capacidad anaeróbica” (Medbo & Tabata, 1989). Podemos por tanto definir la capacidad anaeróbica láctica como la cantidad total de ATP que puede resintetizar la vía glucolítica, en un esfuerzo de máxima intensidad hasta el agotamiento (Calbet, 2006).

Esfuerzos de hasta 10 segundos de duración han sido considerados tradicionalmente como “potencia anaeróbica”, considerándose los tiempos de exposición superiores a los 10 segundos, y de forma específica los de 30 segundos, esfuerzos representativos de la “capacidad anaeróbica” (Green, 1995; Ramírez-Vélez et al., 2016). Para estos autores, los esfuerzos de entre 30 y 45

segundos pueden proporcionar la base para el desarrollo de tests de campo de capacidad anaeróbica en diferentes modalidades. Como se ha anticipado en párrafos anteriores, el factor limitante a esta intensidad es dual. Por un lado, la disponibilidad de fosfágenos de alta energía (ATP y PCr), y por otro lado, la acidosis metabólica producida.

### 1.2.6. Métodos y protocolos de referencia para la localización de los hitos fisiológicos

En este punto se hace necesario hacer una revisión de los diferentes métodos de valoración de las múltiples intensidades que existen en la bibliografía internacional y que forman parte de este trabajo.

#### 1.2.6.1. Determinación del Máximo Estado Estable de Lactato.

Históricamente las diferentes metodologías para establecer la intensidad del ejercicio individual se han basado en la medición del lactato sanguíneo capilar (Beneke, Leithaeuser, & Ochentel, 2011). En relación con este hecho, se desarrolló el concepto de Máximo Estado Estable de Lactato (MLSS) (Beneke, 2003). La metodología considerada como "Gold Standard" para determinar la intensidad de MLSS de forma precisa, emplea entre dos y cuatro cargas constantes de 30 minutos de duración, verificando el lactato en los minutos diez y treinta de cada prueba (Beneke, 2003), siendo intercaladas estas cargas por al menos 48 horas de descanso entre ellas (Figura 4).

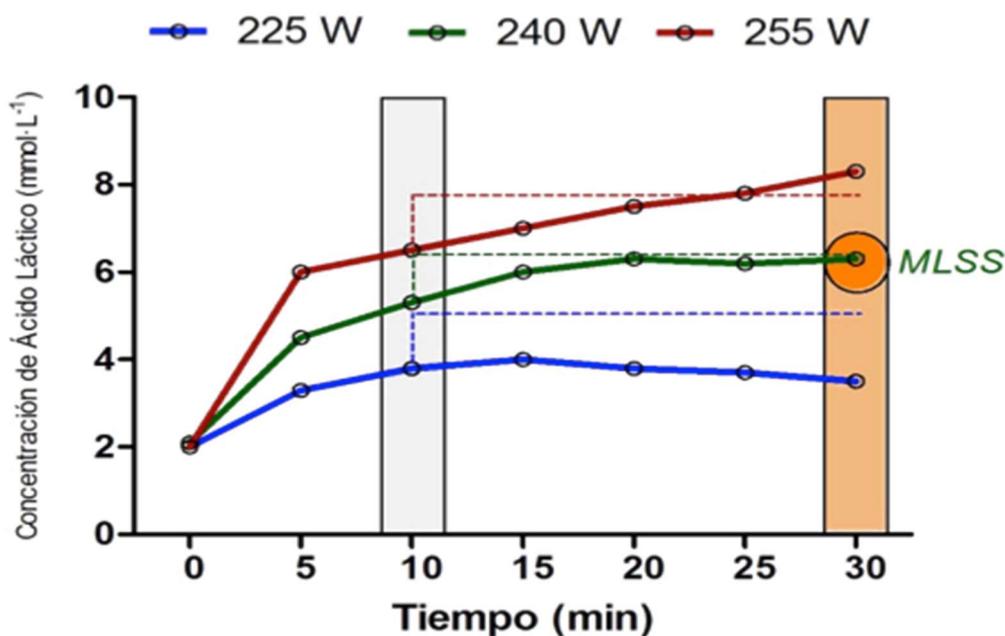


Figura 4. Metodología para la determinación del MLSS (Beneke 2003)

#### 1.2.6.2. Determinación de la intensidad del Umbral Aeróbico y Anaeróbico a través de metodología ventilatoria.

La evaluación de la respuesta fisiológica individual al ejercicio a través de mediciones de los umbrales ventilatorios ( $VT_1$  y  $VT_2$ ), o a través de los umbrales lácticos, está considerada como una herramienta válida para la localización de los eventos fisiológicos fundamentales de la transición aeróbica-anaeróbica (Wolpern, Burgos, Janot, & Dalleck, 2015). Mientras que en ciclistas parece demostrado que las cargas de trabajo determinadas a través del  $VT_1$  o  $LT$  están relacionadas (Amann, Subudhi, & Foster, 2006; Lucía, Sánchez, Carvajal, & Chicharro, 1999; Pallares, Moran-Navarro, Fernando Ortega, Fernandez-Elias, Mora-Rodriguez, et al., 2016), la utilización de la metodología ventilatoria ( $VT_2$ ) o láctica ( $LT_2$ ) para la identificación del umbral anaeróbico genera cierta controversia. El análisis del intercambio de gases mediante el uso de la calorimetría indirecta, respiración a respiración, representa la herramienta más

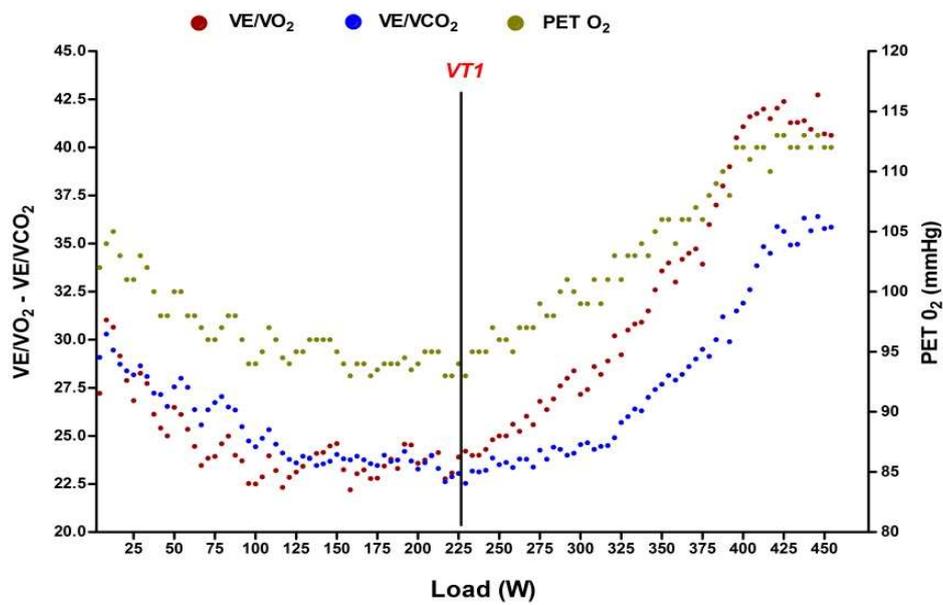


Figura 5. Metodología para la determinación del VT<sub>1</sub> (Lucía et al., 2000)

precisa para la determinación de las citadas respuestas ventilatorias (Gaskill et al., 2001; Lucía et al., 2000; Pallares, Moran-Navarro, Fernando Ortega, Fernandez-Elias, Mora-Rodriguez, et al., 2016). Mientras que en el VT<sub>1</sub>, la absorción de VO<sub>2</sub> y la producción de dióxido de carbono (VCO<sub>2</sub>) se incrementan proporcionalmente, la amortiguación de la concentración de ácido láctico en la sangre se produce mediante la acción del bicarbonato plasmático (HCO<sub>3</sub><sup>-</sup>) (Del Coso, Hamouti, Aguado-Jimenez, & Mora-Rodriguez, 2009; Wasserman, Whipp, Koyal, & Beaver, 1973). Por tanto, la determinación de este hito se realiza usando el criterio de un incremento, tanto en el equivalente ventilatorio del oxígeno (V<sub>E</sub>/VO<sub>2</sub>), como en la presión parcial del oxígeno (P<sub>ET</sub>O<sub>2</sub>), sin incremento simultáneo en el equivalente ventilatorio del dióxido de carbono (V<sub>E</sub>/VCO<sub>2</sub>) (Lucía et al., 2000) (Figura 5).

El ejercicio de baja intensidad y alto volumen, normalmente es propio del denominado umbral aeróbico (Stoggl & Sperlich, 2014). A estas intensidades, la energía es prácticamente ilimitada en sujetos entrenados en deportes de resistencia, gracias a que los ácidos grasos en plasma y los triglicéridos

intramusculares contribuyen equitativamente al total de grasa oxidada, suministrando el resto de la energía necesaria mediante los hidratos de carbono (i.e., glucógeno muscular y glucosa plasmática) (Coyle, 1995). Consiguientemente, la fatiga se desarrolla paulatinamente, estando su origen predominantemente localizado en el sistema nervioso central (Burnley & Jones, 2016).

A medida que la intensidad del ejercicio aumenta y a partir del  $VT_2$ , la acumulación de lactato sanguíneo aumenta de forma continuada y notable, colapsando finalmente el sistema, debido por un lado a que la homeostasis se ve comprometida, y por otro a la acidosis metabólica (Wasserman et al., 1973). Este es el punto específico en el que la acidosis metabólica no puede ser amortiguada por la ventilación (Lucía et al., 2000), estableciendo un límite crítico para el entrenamiento de intervalos de alta intensidad (Stoggl & Sperlich, 2014). La metodología empleada para la determinación de este hito fisiológico tiene en cuenta el incremento simultáneo de los equivalente ventilatorios del oxígeno

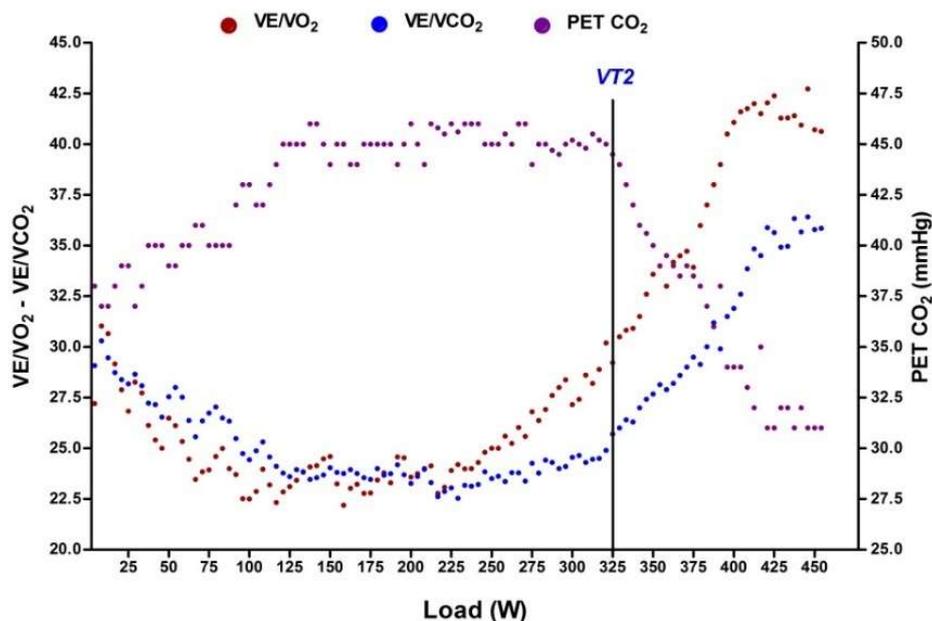


Figura 6. Metodología para la determinación del  $VT_2$  (Lucía et al., 2000)

( $V_E/V_{O_2}$ ) y del dióxido de carbono ( $V_E/V_{CO_2}$ ), junto con una disminución concurrente de la presión parcial del dióxido de carbono ( $P_{ET}CO_2$ ) (Lucía et al., 2000) (Figura 6).

### 1.2.6.3. Determinación de la intensidad asociada al máximo consumo de oxígeno ( $VO_{2max}$ ) o a la Potencia Aeróbica Máxima.

Aspectos fisiológicos como el Consumo Máximo de Oxígeno ( $VO_{2max}$ ), o la Potencia Aeróbica Máxima (MAP: primera potencia de pedaleo que produce el  $VO_{2max}$ ), son variables empleadas por entrenadores y científicos para estimar y monitorizar el rendimiento en ciclismo durante los entrenamientos y las competiciones (Diprampero, Atchou, Bruckner, & Moia, 1986; Farrell, Wilmore, Coyle, Billing, & Costill, 1979; McLaughlin, Howley, Bassett David R., Thompson, & Fitzhugh, 2010; Stratton et al., 2009).

Los tests incrementales máximos (IMA) en los que se analizan los sistemas metabólicos en condiciones de laboratorio, son considerados en deportes de resistencia como los métodos más fiables para determinar las respuestas fisiológicas al ejercicio, y en especial para la detección del  $VO_{2max}$  (Beltz et al. 2016). Concretamente, es predominante el uso de protocolos donde la velocidad o la potencia se incrementa de forma progresiva (protocolos en rampa), en lugar de aquellos tests que presentan una estructura escalonada (i.e., protocolos con múltiples escalones) (Julio, Panissa, Shiroma, & Franchini, 2017). Los citados protocolos en rampa son especialmente recomendados para el análisis cardiovascular a máxima intensidad y para predecir el coste metabólico con cargas individualizadas (Mayers & Bellin, 2000; Myers et al., 1991). Numerosos estudios han confirmado que los test IMA en rampa de corta duración (con duraciones entre 10 y 14 min e incrementos de  $1\text{km}\cdot\text{h}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$  o  $25\text{W}\cdot\text{min}^{-1}$ ) son los más adecuados para la identificación de los principales hitos fisiológicos

individuales, tanto en ciclistas (Gaskill et al., 2001; Lucía et al., 2000, 1999; Midgley, McNaughton, & Carroll, 2007; Pallares, Moran-Navarro, Fernando Ortega, Fernandez-Elias, Mora-Rodriguez, et al., 2016), como en corredores (Cerezuela-Espejo et al., 2018; Myers & Bellin, 2000; Myers et al., 1991). Frente a estas bondades, los protocolos escalonados, habitualmente de mayor duración (e.g., incrementos de intensidad o velocidad de más de 2 min y con duraciones totales de entre 20 y 30 min), podrían provocar la imposibilidad de que los deportistas alcancen su máximo potencial, debido a la fatiga periférica acumulada, deshidratación, acidosis muscular, e incluso, la deriva cardiovascular y metabólica (Bentley, Newell, & Bishop, 2007; Julio et al., 2017; Myers et al., 1991). Como principal inconveniente, los protocolos desarrollados en laboratorio mediante el análisis en rampa usando sistemas de calorimetría indirecta, requieren equipamiento sofisticado, factor este al que la mayoría de los entrenadores y deportistas no tienen acceso, o no pueden permitirse. Esta situación genera dificultades de tipo práctico, tanto para la determinación habitual de los hitos fisiológicos citados previamente, como para el ajuste de las cargas de entrenamiento en deportistas.

#### 1.2.6.4. Determinación de la intensidad asociada a la capacidad anaeróbica láctica.

A pesar de que la literatura científica no presenta un consenso claro sobre cuál es el método de referencia para la medición de la capacidad anaeróbica sin el uso de métodos cruentos e invasivos, sí que existe cierto acuerdo de que este hito fisiológico puede estimarse cuantificando la cantidad de trabajo total que es posible realizar en un esfuerzo de 30 segundos de tipo all-out, es decir, sin ningún tipo de distribución del esfuerzo (Pallares & Morán-Navarro, 2012). La estandarización de esta prueba se conoce como el Test Anaeróbico Wingate

(WAnT<sub>mean</sub>) (Bar-Or, Dotan, & Inbar, 1977), presentando innumerables ventajas sobre otras valoraciones de esta misma ruta energética, principalmente debido a que es un test relativamente fácil de estandarizar, independiente de la masa corporal del participante (Del Coso & Mora-Rodriguez, 2006), así como altamente reproducible (correlaciones test-retest entre 0,89 y 0,98) (López Chicharro & Fernández Vaquero, 2006; Ozkaya, Balci, As, & Vardarli, 2018). Además, este protocolo permite estimar también el nivel de rendimiento de la ruta energética de la potencia anaeróbica aláctica, a través del mejor promedio de 5 segundos de esta prueba de 30 segundos de duración (Calbet, 2006).

Este test Wingate se ha mostrado suficientemente reproducible para poder constatar los efectos y las adaptaciones al entrenamiento en deportistas de medio y alto nivel ( $r > 0,90$ ; promedio entre 0,91 y 0,93) (Patton, Murphy, & Frederick, 1985), e incluso para confirmar el efecto de diferentes estrategias o manipulaciones sobre esta ruta energética, como puede ser el ritmo circadiano (Pallarés et al., 2015), o los efectos de la ingesta de sustancias estimulantes (Pallares et al., 2013).

### 1.2.7. Intensidad del ejercicio y tiempo hasta la extenuación

Conocer la intensidad relativa a la que se está ejercitando un atleta, pero también la cantidad de tiempo máximo que puede soportar dicha intensidad, son dos factores clave en el entrenamiento de resistencia (Seiler, 2010; Stoeggel & Sperlich, 2015). Desde este punto de vista, conocer la variabilidad inter e intra-sujeto del tiempo hasta la extenuación (TLIM) ante cualquier carga de trabajo es un valor útil para determinar de forma precisa el volumen de entrenamiento que puede ser tolerado, la cuantificación de la carga, o la fatiga asociada al entrenamiento, así como para predecir el rendimiento en competición.

La duración que es posible mantener a una determinada intensidad es inversamente proporcional a ésta. La relación entre la potencia o velocidad y el tiempo hasta la extenuación, ha sido analizada de forma repetida por la literatura científica desde principios de los años 90 del siglo XX. Además de los experimentos analíticos en los que se ha detallado la durabilidad a una intensidad concreta de deportistas de diferentes modalidades (Billat, Bernard, Pinoteau, Petit, & Koralsztein, 1994; Billat et al., 1996; Billat, Renoux, Pinoteau, Petit, & Koralsztein, 1994b), otros investigadores han tratado de esclarecer esta relación entre carga externa y durabilidad, mediante distintos modelos matemáticos que ayuden a simplificar las dificultades logísticas y materiales que conllevan la medida directa e individualizada de los TLIM a cada intensidad. Se trata de trabajos como el Modelo de la Ley de la Potencia (García-Manso, Martín-González, Vaamonde, & Da Silva-Grigoletto, 2012), la Función del Decaimiento Exponencial (Weyand, Lin, & Bundle, 2006), o los Modelos Hiperbólicos, comúnmente conocidos como "Potencia Crítica" (CP) (Monod & Scherrer, 1965; T Moritani, Nagata, Devries, & Muro, 1981; Morton, 2006).

De acuerdo con Burnley y Jones (2016), no hay una respuesta clara a la pregunta de qué modelo matemático es el que mejor encaja con la relación entre tiempo y potencia desarrollada. Por otro lado, estos autores afirmaron que pueden ser identificados cuatro dominios de intensidad del ejercicio, abarcando toda la relación potencia-tiempo, así como que el dominio de intensidad en el que la tarea se desarrolla determina el tipo y grado de fatiga experimentada. Estos autores categorizaron a estos dominios como "moderado, intenso, severo y extremo". Denominaron "Moderado" a la producción de potencia localizada por debajo del primer umbral láctico ( $LT_1$ ), o primer umbral ventilatorio ( $VT_1$ ), donde la fatiga se desarrolla lentamente y reside predominantemente en el sistema nervioso central. Denominaron "Intenso" a la potencia desarrollada entre este umbral aeróbico y la potencia crítica (CP), entendida como la relación hiperbólica existente entre la potencia producida a diferentes intensidades y el tiempo que

es posible mantener a estas intensidades (Hill, 1993). En esta intensidad se puede observar fatiga tanto central (sistema nervioso) como periférica (muscular) y con frecuencia a esto se le une la depleción de los depósitos de glucógeno muscular. Estos autores identificaron la intensidad "severa" como la potencia desarrollada por encima de la potencia crítica. Esta intensidad puede ser prolongada hasta que se alcanza el  $VO_{2max}$  asociándose con el trastorno progresivo de la homeostasis metabólica muscular y la consecuente fatiga periférica. Finalmente, denominaron intensidad "extrema" a aquella que produce el agotamiento antes de alcanzar el propio  $VO_{2max}$ , debido a fenómenos fisiológicos que incluye multitud de mecanismos de interacción en los aparece una falta de coincidencia entre la demanda de potencia neuromuscular y la potencia instantánea que puede desarrollarse.

#### 1.2.7.1. Tiempos límite a intensidad de Máximo Estado Estable de Lactato

Los TLIM a la intensidad del MLSS han sido estudiados de forma repetida hasta la actualidad (Baron et al., 2008; de Oliveira Cruz et al., 2015; Faude et al., 2017; Fontana, Boutellier, & Knöpfli-Lenzin, 2009; Grossl, De Lucas, De Souza, & Antonacci Guglielmo, 2012; Souza et al., 2012). Aunque la concentración de [Lact] parece estar relacionada con la cantidad de masa muscular implicada en el ejercicio, disminuyendo esta a medida que aumenta la masa muscular implicada (Beneke, Leithauser, & Hutler, 2001), parece que el TLIM a esta intensidad es similar para ciclistas y para corredores (Fontana et al., 2009). Es necesario aquí hacer referencia a la temperatura ambiente a la que se desarrolla el ejercicio a la carga del MLSS. Según los hallazgos de Barros et al. (2011), en la medida en la que aumente la temperatura ambiental, la intensidad a la que se encontrará el MLSS será inferior y los valores de FC y de [Lact] mayores. Tal y como algunos autores

han publicado (Baron et al., 2008; Fontana et al., 2009; Souza et al., 2012), la interrupción del ejercicio a esta intensidad relativa ocurre sin evidencias de fallo alguno en cualquiera de los sistema fisiológicos clave, así como en ausencia de algún parámetro fisiológico de tipo máximo (e.g., concentración de lactato, saturación arterial de oxígeno,  $VCO_2$ , RER, frecuencia cardiaca máxima, etc...). Todo parece indicar que es el vaciado completo de los depósitos hepáticos y musculares de glucógeno el principal factor limitante (Coyle et al., 1986; Coyle & Coggan, 1984). Algunos estudios han constatado que algunas manipulaciones como el uso de sustancias estimulantes pueden prolongar el TLIM a esta intensidad. En el trabajo desarrollado por de Oliveira Cruz et al. (2015) con un grupo de sujetos activos, tras la ingesta de  $6 \text{ mg}\cdot\text{kg}^{-1}$  de cafeína, los TLIM pasaron de  $57:00 \pm 04:06 \text{ mm:ss}$  a  $70:00 \pm 04:06 \text{ mm:ss}$  (mejora del 22,7% en el TLIM). Igualmente interesante parece que la inclusión de pequeños descansos en el desarrollo del TLIM a esta intensidad, incrementa la cantidad total de tiempo y por tanto de trabajo realizado, que un sujeto puede permanecer pedaleando hasta la extenuación (Grossl, de Lucas, de Souza, & Guglielmo, 2012). El resumen de artículos de investigación que hasta la actualidad han analizado los TLIM en ciclismo a intensidad de MLSS se muestra en la tabla 4:

Tabla 4. Estudios descriptivos de los tiempos hasta la extenuación a intensidad MLSS. NP=No publicado. CAF=cafeína. PLAC=placebo; \*=tras 6 sem de entrenamiento.

Autor/es	Muestral (n) y características	promedio VO <sub>2</sub> max (ml·kg <sup>-1</sup> ·min <sup>-1</sup> )	protocolo PAM	PAM (W)	% PAM	TLIM (mm:ss)	Reproducibilidad inter-sujeto	Reproducibilidad d intra-sujeto
(Baron et al., 2008)	11 (muy entrenados)	54,8±8,2	25W/1'	323,2±30,2	71,3±5,2% VO <sub>2</sub> max	55:00±08:30	CV= 15,5%	
(Fontana et al., 2009)	15(moderadamente entrenados)	46,0±6,0%	25W/2'	400±31	62±5%;	37:42±08:54	CV=23,6%	
(Grossl, de Lucas, et al., 2012)	14 (entrenados)	59,9±9,6	35W/3'	337,4±32,4	74,3±3,0%	54:42±10:54	CV=19,9%	
(Mendes et al., 2013)	8 control 13 entrenam.	43,8±4,9 49,8±4,5*	25W/2'	219±20 252±28*	63±6 68±6*	60:00(aprox.)* 66:00(aprox.)*		
(de Oliveira Cruz et al., 2015)	8 (Activos)	51,0±5,0	0.5W/kg <sup>1</sup> / <sub>3</sub> '	272±37	73±11%VO <sub>2</sub> max	57:00±04:06	CV=7,2%	
(Faude et al., 2017)	16 (Activos y muy entrenados)	57,1±10,7	50W/3'	NP	75%VO <sub>2</sub> max	50:48±14:00 48:12±16:42	CV=27,6% CV=34,6%	ICC=0,6 CV=40,6%

### 1.2.7.2. Tiempos hasta la extenuación a intensidad del Segundo Umbral Ventilatorio ( $VT_2$ )

Hasta donde se tiene constancia, y exceptuando un estudio de Bergstrom et al. (2012) en el que se analizaban los TLIM calculados (no medidos) a la intensidad del Punto de Compensación Respiratoria (RCP) ( $11:12 \pm 3:06$  mm:ss), hasta la fecha no se han publicado trabajos de investigación que evalúen el TLIM a intensidad de  $VT_2$ . Sin embargo y a título orientativo, sí que se ha estudiado el TLIM a intensidades superiores al MLSS, e inferiores al  $VO_{2max}$ , descritos en porcentajes sobre la PAM o sobre el  $VO_{2max}$ , pero en cualquier caso a intensidades que en término promedio son similares a aquellas donde se alcanza el  $VT_2$  (Pallares, Moran-Navarro, Fernando Ortega, Fernandez-Elias, & Mora-Rodriguez, 2016). Estos trabajos son expuestos en la tabla 5:

Tabla 5. Estudios que describen el tiempo hasta la extenuación a intensidades inferiores a la PAM (NP= Datos no publicados)

Autor/es	Muestra (n) y características	Promedio $VO_{2max}$ ( $m \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ )	PAM (W)	% PAM $VO_{2max}$	TLIM (mm:ss)	Reproducibilidad d intra-sujeto	Reproducibilidad d inter-sujeto
(Coyle et al., 1986)	7 (entrenados de resistencia)	50,8 ± 2,7	NP	71,4 ± 0,8	180:02 ± 19:00	CV=10,6%	
(McLellan & Chung, 1992)	14	66,3 ± 6,1	NP	±82 $VO_{2max}$	20:06 ± 05:12	CV=25,9%	
(McLellan et al., 1995)	15 (hombres)	54,4 ± 5	NP	80	De 14:24 ± 01:06 a 18:12 ± 2:24	CV=7,6% CV=13,2%	De 2,8 a 31,4% (5 tests)
(Jeukendrup et al., 1996)	10 (Muy entrenados)	NP	389 ± 33	75	61:45 ± 16:19	CV=26,4%	17,4% a 39,5%
(Bailey, Zacher, & Mittleman, 2000)	9 (mujeres algo entrenadas)	50,3 ± 2,6	NP	70 $VO_{2max}$	166:00 aprox.		
(Dekerle et al., 2003)	11 (estudiantes muy entrenados)	49,6 ± 4,3	345 ± 27	90, 95	13:37 ± 04:21 10:28 ± 02:57	CV=31,9%	
(Baron et al., 2005)	8 (muy entrenados)	47,0 ± 4,9	357 ± 42	85,4 ± 4,8	22:01 ± 10:01	CV=45,5%	
(Garcin, Coquart, Robin, & Matran, 2011)	25 (Muy entrenados y competitivos)	NP	346 ± 20	90	11:11		
(Bergstrom et al., 2012)	3 hombres y 5 mujeres (moderadamente entrenados)	43.2 ± 7.4	210	81 ± 7 $VO_{2max}$	11:12 ± 3:06	CV=27,7%	

### 1.2.7.3. Tiempos hasta la extenuación a intensidad de $VO_{2max}$ .

Diferentes estudios han analizado la variabilidad inter e intra-sujeto de los TLIM a intensidad de Potencia Aeróbica Máxima o de  $VO_{2max}$  en ciclismo. Probablemente debido a las diferencias en los protocolos de determinación de la primera potencia que produce la meseta del  $VO_{2max}$  (i.e., Potencia Aeróbica Máxima), los TLIM reportados por estas investigaciones presentan amplias diferencias entre ellos, abarcando desde  $06:24 \pm 01:06$  mm:ss (Caputo, Mello, & Denadai, 2003), hasta  $03:43 \pm 00:31$  (Costa, Matos, Pertence, Martins, & Lima, 2011). Los escasos trabajos que han realizado dos veces la misma prueba de determinación del TLIM a esta intensidad (variabilidad intra-sujeto), han encontrado altos valores de correlación (i.e.,  $r = 0,80$  y  $0,88$ ) (Costa et al., 2011; Laursen, Shing, & Jenkins, 2003), y bajos de variabilidad ( $CV = 6\%$ ) (Laursen, Shing, et al., 2003).

El resumen de artículos de investigación que hasta la actualidad han analizado los TLIM en ciclismo a esta intensidad se muestran en la tabla 6:

Tabla 6. Estudios que describen el tiempo hasta la extenuación a intensidad de VO<sub>2</sub>max o PAM NP=no

Autor/es	Muestra (n) y y características	Promedio VO <sub>2</sub> max (ml·kg <sup>-1</sup> ·min <sup>-1</sup> )	Protocolo PAM	PAM (W)	TLIM (mm:ss) (max-min)	Reproducibilidad inter-sujeto	Reproducibilidad intra-sujeto
(Billat et al., 1996)	9 (Elite)	72,4 ± 5,4	50W /2'	419 ± 49	03:42 ± 01:31	CV=40,5%	
(Faina et al., 1997)	8 (Elite)	72 ± 4	50W /2'	421 ± 44	03:45 ± 01:34	CV=41,3%	
(Messonnier et al., 2002)	13 (desentrenados)	42,9 ± 1,6	20W(W), 30W(M) /2'	225 ± 14	05:28 ± 00:19	CV=5,5%	
(Caputo et al., 2003)	11 (Desentrenado) 9 (Muy entrenados)	36,7 ± 5,6 67,7 ± 7,6	35W /3'	200 ± 36 332 ± 41	05:11 ± 03:25 06:24 ± 01:06	CV=65,4%	
(Dekerle et al., 2003)	11 (Estudiantes muy entrenados)	50,8 ± 2,7	25W /1'	345 ± 27	06:30 ± 01:57	CV=17,2%	
(Laursen, Ahern, et al., 2003)	4 (Competitive cyclists)	69,8 ± 3,4	15W /30"	453 ± 15	04:03 ± 01:06 (140-283)	CV=27,2%	
(Laursen, Shing, et al., 2003)	43 (Muy entrenados)	64,4 aprox	15W /30"	426 ± 29	03:57 ± 00:57 04:05 ± 00:57	CV = 24,1% CV=23,2%	r = 0,88; CV = 6%
(Costa et al., 2011)	17 competitivo	54,7 ± 9	15W /30"	367,4 ± 28,6	03:43 ± 00:31 03:59 ± 00:34	CV=13,5% CV=13,8%	r = 0,80
(Fabien Andre Basset et al., 2014)	12 activos (7 hombres y 5 mujeres)	61,4 ± 6,4 (H) 55,1 ± 10,0 (M)	at 200W (H) y 140W (H) + 10W /1'	334 ± 11 (H) 248 ± 24 (M)	03:55 ± 01:24	CV=35,9%	
(Sousa et al., 2015)	10 (Muy entrenados)	64,5 ± 5,0	40W /2'	NR	03:47 ± 00:48 03:59 ± 00:34	CV=21,1% CV=13,8%	

#### 1.2.7.4. Tiempos hasta la extenuación a intensidades superiores al $VO_{2max}$ .

Un número muy limitado de trabajos de investigación han descrito los TLIM a diferentes intensidades superiores al  $VO_{2max}$  (i.e., % superiores PAM). Asimismo, hasta donde se tiene constancia, únicamente el trabajo de Higgins, James, y Price (2014) analizó la reproducibilidad intra-sujeto del TLIM a estas intensidades supramaximas.

En la tabla 7 se puede encontrar una relación de trabajos que han analizado los TLIM a intensidades superiores al  $VO_{2max}$ .

Tabla 7. Estudios que describen el tiempo hasta la extenuación a intensidades superiores a la PAM (NP= Datos no publicados)

Autor/es	Muestra (n) y características	Promedio VO <sub>2</sub> max (ml·kg <sup>-1</sup> ·min <sup>-1</sup> )	PAM (W)	% PAM	TLIM (mm:ss) (max-min)	Reproducibilidad inter-sujeto	Reproducibilidad intra-sujeto
(Bastos-Silva, Learsi, Melo, Lima-Silva, & de Araujo, 2016)	10 (hombres activos)	42,1 ± 5,2	NR	110	02:36 ± 00:27	CV=17,3%	
(Higgins et al., 2014)	11 (hombres activos)	41 ± 6,2	225 ± 29	110	04:05 ± 01:04	CV=25,6%	r = 0,97; CV = 7%
(Laursen, Ahern, et al., 2003)	4 (ciclistas competitivos)	69,8 ± 3,4	453 ± 15	150	01:02 ± 00:05 (00:50-01:12)	CV=9,5%	
(Dekerle et al., 2003)	11 (estudiantes muy entrenados)	50,8 ± 2,7	345 ± 27	110	03:44 ± 02:16	CV=60,0%	
(Lindsay et al., 1996)	8 ciclistas competitivos	57,7 ± 4,4	416 ± 32	150	01:01 ± 00:09	CV = 14,8%	CV = 1,7%
(Graham & McLellan, 1989)	4 ciclistas entrenados	62,5	NP	120	02:25		CV = 10%
(Coggan & Costill, 1984)	27 ciclistas entrenados	57,8	NP	125	01:38		CV = 5,3%

### 1.2.8. Reproducibilidad intra-sujeto de los tiempos límite

A pesar de que la variabilidad inter-sujeto (fiabilidad relativa) ha sido ampliamente estudiada a diferentes intensidades y en distintos deportes, como se ha mostrado en los epígrafes anteriores, únicamente un número reducido de estudios de investigación han analizado en ciclismo la variabilidad intra-sujeto (fiabilidad absoluta) (Costa et al., 2011; Faude et al., 2017; Higgins et al., 2014; Jeukendrup, Saris, Brouns, & Kester, 1996; Laursen, Shing, et al., 2003; McLellan, Cheung, & Jacobs, 1995). Es importante destacar que se considera fiable a aquel rendimiento que presenta pequeñas variaciones intra-sujeto cuando, se repite un test (Hopkins, 2000). No solo es de interés para la literatura científica la fiabilidad del tiempo hasta el agotamiento, sino también la regulación de los procesos metabólicos y cardiocirculatorios durante el ejercicio intenso. Si el TLIM a la intensidad específica de un determinado hito fisiológico fuese muy variable en días consecutivos para un mismo individuo, significaría que una misma carga absoluta podría estar produciendo exigencias metabólicas y adaptaciones cardiorrespiratorias diferentes, sin que en la práctica hubiese cambiado su estado de forma. Esta amplia variabilidad intra-sujeto tampoco permitiría interpretar como avances o retrocesos del rendimiento funcional del atleta, los cambios observados en el tiempo sostenido a una determinada intensidad, o la máxima potencia media mantenida en un tiempo concreto. Resulta por tanto de vital importancia confirmar que efectivamente, los TLIM a los principales hitos fisiológicos de la vía aeróbica y anaeróbica, no solo tienen una alta reproducibilidad inter-sujeto, sino que también la tienen intra-sujeto.

### 1.2.9. Uso de los tiempos límite en el entrenamiento real.

#### El perfil individual de potencia o de velocidad

Somos conscientes que establecer los TLIM de cada deportista para cada hito específico tiene un coste en recursos humanos, temporales y materiales muy elevado, así como una alta exigencia para el deportista desde un punto de vista tanto fisiológico, como psicológico. A raíz del desarrollo de los potenciómetros y el incremento de la accesibilidad a estos instrumentos (véase sección 1.1), diferentes fisiólogos del ejercicio, conocedores de la importancia absoluta de determinar estos TLIM, pero también de las connotaciones negativas que conllevan para la programación de entrenamiento, han tratado de diseñar modelos que estimen la durabilidad a diferentes intensidades relativas de forma indirecta, mediante el uso de datos de potencia obtenidos, tanto en entrenamiento, como en competición.

Tratando de determinar la posición de los hitos fisiológicos, Allen y Coggan (2006), propusieron una metodología ampliamente seguida para el entrenamiento de ciclismo y triatlón. En ella, el perfil de potencia de los ciclistas es empleado con el fin de clasificar a estos dentro de las diferentes especialidades del deporte, en función de la cantidad de trabajo que cada ciclista es capaz de producir en una prueba contrarreloj, realizada en un tiempo determinado.

Estos autores, intuyendo cual podría ser el valor de los TLIM de un esfuerzo continuo a los principales hitos de la vía aeróbica y anaeróbica, pero sin haberlos medido directamente, propusieron que la valoración del estado de forma de un ciclista o triatleta fuese analizada en función del mejor valor de potencia media que pudiese alcanzar en contrarrelojes de cuatro duraciones concretas: 5 s, 1 min, 5 min y 1 hora. Según este modelo, tanto una mejora como un retroceso de la potencia media mantenida en estas contrarrelojes, constituye un dato inequívoco de la evolución individual del rendimiento de cada ciclista.

Igualmente se está trabajando de forma exhaustiva y reiterada en el análisis de los datos reales de los ciclistas, con el fin de describir los perfiles de potencia individuales. Estos perfiles pueden establecerse mediante pruebas de rendimiento directas sobre esos cuatro tiempos de contrarreloj, o bien, mediante el modelado de los datos individuales de potencia obtenidos en entrenamiento y competición. En base a los resultados de estos test directos, o al análisis de los mejores registros de entrenamiento y competición, es posible categorizar a los ciclistas en función de sus respectivas características individuales, identificar sus capacidades funcionales fuertes y débiles, o estimar la durabilidad hasta la extenuación en cualquier rango de intensidades intermedias de esos cuatro puntos establecidos (Pinot & Grappe, 2011).

### 1.3. Investigación sobre el Máximo Estado Estable de Lactato: propuestas para su estimación

#### 1.3.1. El MLSS. Intensidad de entrenamiento habitual y predictor del rendimiento en pruebas de resistencia de larga duración

La velocidad de carrera y nado, así como la potencia de pedaleo a intensidad de MLSS, se han mostrado como grandes predictores del rendimiento en pruebas de fondo y medio fondo (Billat et al., 2003), siendo una intensidad de entrenamiento habitual en multitud de estos deportistas (Esteve-Lanao, Foster, Seiler, & Lucia, 2007; Garcia-Pallares, Garcia-Fernandez, et al., 2010; Garcia-Pallares et al., 2009; Pallares & Morán-Navarro, 2012).

Son conocidos los ingentes recursos materiales y económicos que requiere el test de referencia para su localización (Beneke, 2003). Además, este protocolo exige detener el proceso de entrenamiento entre 5 y 7 días, por lo que en la práctica real y a excepción de pruebas para investigación en laboratorio, este procedimiento está prácticamente en desuso.

#### 1.3.2. Métodos de estimación del MLSS

Tal y como se ha mencionado, los enormes recursos temporales, humanos y materiales necesarios para la identificación certera del MLSS a través de su método de referencia, o Gold Standard, hacen que esta valoración esté prácticamente en desuso en la actualidad. Por esta razón, multitud de estudios de investigación han tratado hasta la fecha de encontrar una metodología que permita determinar el MLSS mediante protocolos menos exigentes y más

sencillos, para su utilización en la práctica diaria de la valoración de este hito fisiológico, así como en la programación de los entrenamientos.

Monod & Scherrer (1965) mostraron la existencia de una relación lineal entre la máxima cantidad de trabajo y la máxima cantidad de tiempo a la que este trabajo era desarrollado hasta el inicio de la fatiga muscular. Como ya ha sido citada en epígrafes anteriores (ver epígrafe 1.2.3), la relación hiperbólica existente entre la potencia producida a diferentes intensidades y el tiempo que es posible mantener esas intensidades es definida como "Potencia Crítica" (PC) (Hill, 1993). Este valor fue inicialmente obtenido a partir de una serie de entre 4 y 5 pruebas desarrolladas a diferentes intensidades y evaluadas en función de sus respectivos TLIM. Con los datos obtenidos en las pruebas y mediante una asíntota, es posible identificar, según estos autores, la intensidad que es posible mantener entre 30 y 60 min de duración. Asimismo, otra investigación posterior propuso determinar la PC a partir de la potencia promedio de los últimos 30 segundos de un test All-out de 3 minutos de duración (Vanhatalo, Doust, & Burnley, 2007). Ambas metodologías parecen obtener como producto una intensidad similar (Mattioni Maturana, Keir, McLay, & Murias, 2016), por lo que de este modo, la citada PC representaría un punto determinado que separa aquellas intensidades de trabajo en la que se alcanza un estado fisiológico estable, de aquellas otras intensidades en las que se produce una inestabilidad manifiesta de la homeostasis (Jones, Wilkerson, DiMenna, Fulford, & Poole, 2008). Por otro lado, y facilitando aún más si cabe la confusión, la PC ha sido relacionada con el umbral anaeróbico, determinado este mediante el análisis de la ventilación (Moritani, Nagata, Devries, & Muro, 1981), así como con una intensidad equivalente al MLSS (Allen & Coggan, 2006).

En relación con las intensidades anteriormente citadas, Dekerle et al. (2003) publicaron que el punto de compensación respiratoria (PCR) (Respiratory

Compensation Point -RCP-), intensidad determinada mediante la misma metodología y con criterios coincidentes al  $VT_2$ , se desarrolla a una carga similar a la PC calculada a través de una hipérbola. Igualmente, en el mismo trabajo de investigación, estos autores afirmaron que el MLSS y la PC no son la misma intensidad. En la misma línea, Pringle y Jones (2002) demostraron que la potencia producida a intensidad de PC fue significativamente mayor que la producida a intensidad de MLSS. Parece por tanto claro que existe una gran controversia en este sentido y que se hace necesaria una adecuada clarificación terminológica basada en datos empíricos.

### 1.3.3. El “patrón de oro” para la determinación del MLSS

El método considerado de referencia o “Gold Standard” para la determinación del MLSS (ver epígrafe 1.2.6.1), ha sido considerado tradicionalmente como muy restrictivo, al ser una metodología muy exigente en términos temporales. Aunque este procedimiento es el que presenta los mayores índices de validez para la localización de este hito fisiológico, genera a su vez importantes reticencias en su aplicación práctica debido a que requiere que los deportistas realicen entre 2 y 4 pruebas de 30 minutos de duración, a intensidad constante (50%-90% del  $\dot{V}O_{2max}$ , o entre el 60 y el 75% de la PAM), realizadas con al menos 48 horas de descanso entre ellas (Cerezuela-Espejo et al., 2018; Pallares, Moran-Navarro, Fernando Ortega, Fernandez-Elias, Mora-Rodriguez, et al., 2016).

Por esta razón, y aun siendo tan efectivo, la aplicabilidad práctica de este test es hoy en día escasa, haciendo necesaria la validación de metodologías de determinación alternativas que exijan menos tiempo y recursos, tanto materiales como humanos.

### 1.3.4. Metodologías propuestas para la estimación del MLSS en una única sesión.

Debido a las citadas exigencias temporales y de recursos humanos y materiales para acometer con garantías un test MLSS, distintos autores han venido publicando propuestas alternativas para identificar este hito fisiológico en un protocolo de sesión única.

En este sentido, Palmer, Potteiger, Nau, y Tong (1999) propusieron un método novedoso que exigía menores recursos a través de la utilización de la frecuencia cardíaca, el valor del esfuerzo percibido, la frecuencia respiratoria, e incluso, el ritmo de carrera. Esta metodología fue validada posteriormente utilizando el "single" [Lact], durante una prueba de campo de carrera desarrollada a intensidad submáxima (Kuphal, Potteiger, Frey, & Hise, 2004), siendo recientemente corroborada por Garcia-Tabar et al. (2017). Buscando una metodología que cumpliera el mismo objetivo, Billat, Dalmay, Antonini, y Chassain (1994) compararon el [Lact] de dos tests a intensidades submáximas de 20 minutos, llevadas a cabo el mismo día y separadas por 40 minutos. Kilding y Jones (2005) alcanzaron posteriormente resultados similares con un protocolo de características muy parecidas. También se comparó la velocidad del MLSS con el [Lact] durante pruebas de campo (Swensen, Harnish, Beitman, & Keller, 1999). Figueira, Caputo, Pelarigo, y Denadai (2008) compararon el MLSS con el inicio de la acumulación de lactato en sangre (OBLA) a  $3,5 \text{ mmol}\cdot\text{L}^{-1}$ , tanto en ciclistas, como en corredores, y recientemente, Llodio, Gorostiaga, Garcia-Tabar, Granados, y Sanchez-Medina (2016) han tratado de predecir la velocidad del MLSS a través de una ecuación de regresión, usando para ello la velocidad aeróbica máxima. Por último, Cerezuela-Espejo et al. (2018) han encontrado recientemente que en corredores, la velocidad correspondiente al umbral de lactato más  $1,0 \text{ mmol}\cdot\text{L}^{-1}$  coincide con la velocidad a MLSS ( $\text{CCI} = 0,84$ ; sesgo =  $-0,2$

km·h<sup>-1</sup>). A pesar de los hallazgos contradictorios, estos resultados parecen indicar que es posible calcular la carga de trabajo del MLSS, reduciendo sustancialmente las necesidades temporales requeridas por la determinación mediante la utilización del método Gold Standard.

Simultáneamente, varios estudios también han intentado encontrar una metodología para predecir específicamente el MLSS en ciclismo. Madrid et al. (2016) estimaron el MLSS utilizando el valor del esfuerzo percibido, donde el protocolo PSE-13 fue el que mostró la correlación más fuerte con el MLSS ( $r = 0,78$ ). Grossl et al. (2012) encontraron que el equivalente al valor producto de la relación existente entre la potencia y el lactato sanguíneo más 1,5 mmol·L<sup>-1</sup> (Berg et al., 1990), era la métrica más precisa de predecir el carga de trabajo a intensidad de MLSS ( $r = 0,94$ ; Sesgo = ~11W). Finalmente, Pallares et al. (2016) encontraron que la carga de trabajo en el umbral de lactato más 0,5 mmol·L<sup>-1</sup> coincidía con la carga de trabajo a MLSS (CCI = 0,78; sesgo = -4,5 W). Como conclusión, parece destacable que ninguno de estos métodos ha obtenido resultados completamente satisfactorios.

Con un propósito similar, diferentes estudios han asociado la intensidad del ejercicio correspondiente a MLSS con un valor en la tasa de intercambio respiratorio (RER) cercano a 1,00. Laplaud, Guinot, Favre-Juvin, y Flore, (2006) encontraron una relación fuerte entre RER = 1 y el MLSS en los ciclistas ( $r^2 = 0,95$ ). Leti, Mendelson, Laplaud, y Flore, (2012) detectaron una correlación moderada entre la velocidad asociada con el RER = 1 y el MLSS ( $r = 0,79$ ,  $p = 0,0008$ ). Peinado et al. (2016) sugirieron que el MLSS podría encontrarse entre los dos umbrales ventilatorios, pero no encontraron una fuerte correlación entre MLSS y RER = 1 ( $r = 0,730$ ; SEM = 8,2). Tampoco Pallares et al. (2016) encontraron en ciclistas una correlación destacable entre MLSS y RER = 1,00 (CCI = 0,17,  $p = 0,397$ ). Por lo tanto, y dados los diferentes resultados registrados en la literatura para una

misma relación entre variables, tampoco existen pruebas sólidas que permitan afirmar que el  $RER = 1$  es un método válido para predecir la carga de trabajo a intensidad de MLSS.

Para finalizar, también el  $VT_2$  ha sido identificado como una intensidad equivalente al MLSS (López Chicharro & Fernández Vaquero, 2006), a pesar de que ambos hitos presentan factores limitantes muy diferenciados. Mientras que el TLIM a MLSS depende de la disponibilidad de glucógeno, en el caso del  $VT_2$  el factor limitante es la acidosis periférica. Recientes evidencias en ciclistas han confirmado que el MLSS constituye una vía metabólica claramente diferenciada, que se encuentra alrededor del punto medio entre las intensidades  $VT_1$  y el  $VT_2$  (Cerezuela-Espejo et al., 2018; Pallares, Moran-Navarro, Fernando Ortega, Fernandez-Elias, & Mora-Rodriguez, 2016; Peinado et al., 2016).

En todo caso, parece necesario destacar que ninguno de estos métodos ha obtenido resultados completamente satisfactorios como estimadores del MLSS, y que futuros estudios deberán validar nuevos procedimientos que conjuguen adecuados niveles de validez y reproducibilidad absoluta y relativa, al tiempo que simplifiquen notablemente la complejidad logística que conlleva el test de referencia.

### 1.3.5. El concepto de umbral de potencia funcional

Tal y como se ha descrito en la tabla 4, diferentes autores han sugerido que el tiempo hasta la extenuación que es posible soportar un ejercicio a intensidad del MLSS es de alrededor de 60 minutos (Grossl, et al., 2012; Mendes et al., 2013), dato este que resulta muy relevante para la predicción del rendimiento en ciclistas de élite (Coyle et al., 1991). En relación con ello, los autores del libro *“Entrenar y Competir con un Potenciómetro”* (Allen & Coggan,

2006), propusieron para ciclismo un valor llamado "Umbral de Potencia Funcional (UPF) o Functional Threshold Power (FTP en inglés), como una forma sencilla de determinar el MLSS a través de una metodología doblemente indirecta, sin la necesidad de medir ni con [Lact] ni con calorimetría. El UPF fue definido por sus autores como *"el porcentaje más alto de potencia que es posible mantener de forma sostenida durante 60 minutos de duración"*. Para estos autores, el aumento o disminución de la potencia producida en esos 60 minutos (60TT), es el resultado inequívoco de la mejora o retroceso de la condición física del ciclista. Bien sabido es por deportistas, entrenadores y científicos, la extrema dificultad que implica utilizar una prueba contrarreloj de 60 minutos de duración (60TT) para determinar con regularidad este valor. Por esta razón, estos autores propusieron realizar un test de 20 minutos (20TT) en lugar del citado test 60TT. A la potencia promedio de estos 20 minutos se le aplica una reducción equivalente al 5% (UPF<sub>95</sub>), o bien, el 2% en el caso de usar la frecuencia cardiaca promedio en lugar de la potencia. De este modo y según esta metodología, es posible estimar por un lado la potencia y por otro la frecuencia cardiaca del UPF. Aunque esta propuesta no está contrastada con datos empíricos por los autores originales (o al menos no publicaron los resultados), con posterioridad ningún laboratorio ha sido capaz de establecer la validez de este procedimiento para localizar la intensidad del Máximo Estado Estable de Lactato individual, según la metodología de referencia (Beneke, 2003). No obstante, el Umbral de Potencia Funcional estimado a través del 20TT es quizás en la actualidad la valoración del rendimiento en ciclismo más empleada en el mundo para constatar los efectos de un programa de entrenamiento, pero también para individualizar posteriormente las cargas de entrenamiento, estableciendo zonas de intensidad por encima y por debajo de este valor (Allen & Coggan, 2006).

Algunos estudios recientes han intentado establecer la relación entre este valor del 60TT o el 20TT, con otros indicadores de la transición aeróbica-

anaeróbica como son el Umbral Anaeróbico Individual (IAT) (Borszcz, Tramontin, Bossi, Carminatti, & Costa, 2018), el Segundo Umbral Láctico determinado mediante la metodología Dmax (LT) (Valenzuela, Morales, Foster, Lucia, & de la Villa, 2018), o el Punto de Compensación Respiratoria (RCP) (Bossi, Lima, de Lima, & Hopker, 2017).

Por todo ello, dada la relevancia que tiene la localización certera del MLSS para la programación del entrenamiento, para constatar los efectos de la intervención, así como para la predicción del rendimiento en competición, se hace necesario diseñar y validar nuevos protocolos que, con la ayuda del potenciómetro y el estudio de los resultados de contrarrelojes de distinta duración, puedan estimar con adecuados índices de validez y reproducibilidad la posición real del MLSS

## **2. Objetivos**



Una vez realizada la revisión bibliográfica y conocido el marco teórico, nos planteamos los siguientes objetivos de investigación:

## Estudio I

1. Examinar la validez y reproducibilidad del nuevo rodillo con freno electromagnético de ciclismo, Cycleops Hammer, ante todas las cadencias, intensidades y condiciones reales de pedaleo.

## Estudio II

2. Examinar la validez y reproducibilidad del nuevo medidor de potencia PowerTap P1, instalado en los pedales de la bicicleta, ante todas las cadencias, intensidades y condiciones reales de pedaleo.

## Estudio III

3. Identificar los tiempos máximos que es posible sostener un esfuerzo a intensidad constante (TLIM), a cada uno de los principales hitos fisiológicos de la vía aeróbica y anaeróbica, en ciclistas bien entrenados.

4. Establecer la reproducibilidad inter e intra-sujeto de estos tiempos hasta la extenuación.

5. Encontrar covariables cardiorrespiratorias y de rendimiento funcional, que permitan optimizar la predicción de los TLIM a estas intensidades.

## Estudio IV

6. Corroborar la validez del Umbral de Potencia Funcional para estimar la carga del Máximo Estado Estable de Lactato en ciclistas bien entrenados.

7. Identificar posibles variables cardiorrespiratorias y de rendimiento funcional que permitan optimizar la estimación de la posición del MLSS a través de un test de 20 minutos de duración.

## Estudio V

8. Determinar la validez de un nuevo test de estimación del Máximo Estado Estable de Lactato, mediante un único protocolo incremental escalonado, con registros de la cinética del lactato.

### **3. Hipótesis**



En base a estos objetivos, las hipótesis que nos planteamos fueron:

## Estudio I

1. Los valores de validez y reproducibilidad del rodillo Cycleops Hammer para cargas de trabajo entre 100 y 500 W, en posición de pedaleo sentado y de pie, son muy elevados en comparación con los datos de potencia y cadencia proporcionados por la medición directa del sistema SRM modelo científico, y superiores a los de otros instrumentos similares disponibles en el mercado.

## Estudio II

2. Los valores de validez y reproducibilidad de los pedales PowerTap P1 para potencias establecidas entre 100 y 500 W, en posición de pedaleo sentado y de pie, son elevados en comparación con los datos de potencia y cadencia proporcionados por la medición directa del sistema SRM modelo científico, en comparación con otros dispositivos portátiles de medición de potencia disponibles en el mercado.

## Estudio III

3. El tiempo límite que es posible desarrollar en los principales hitos fisiológicos de la vía aeróbica y anaeróbica son 1, 5, 20 y 60 minutos, para intensidades de Capacidad Anaeróbica Láctica, Potencia Aeróbica Máxima, Segundo Umbral Ventilatorio y Máximo Estado Estable de Lactato, respectivamente.

4. Aunque existe una alta reproducibilidad intra-sujeto, las diferencias individuales de cada ciclista generan una alta variabilidad inter-sujeto de los TLIM en cada hito fisiológico.

5. Existen distintos parámetros cardiorrespiratorios y de rendimiento que permiten ajustar y mejorar la predicción de los TLIM a estos hitos fisiológicos.

## Estudio IV

6. El test de umbral de potencia funcional obtenido mediante el test de contrarreloj de 20 minutos y el posterior coeficiente de ajuste del 95% original, sobreestiman el valor real del MLSS.

7. El  $VO_{2max}$  y la posición del  $VT_2$  o del MLSS respecto a la PAM, son covariables que permiten explicar la varianza en la estimación del MLSS a través de un test de 20 minutos de duración.

## Estudio V

8. Un test incremental submáximo con escalones de larga duración y registro de la cinética del lactato, permite identificar con aceptables niveles de validez y reproducibilidad la posición del MLSS en una única sesión.

## **4. Metodología, Resultados y Discusión**



## 4.1. Estudio I

### 4.1.1. Metodología

#### Muestra

Un total de 11 ciclistas y triatletas masculinos bien entrenados se ofrecieron como voluntarios para participar en este estudio. La media y desviación standard de las características de los participantes fueron las siguientes: edad =  $32,4 \pm 9,0$  años, altura =  $186,4 \pm 8,0$  cm, masa corporal =  $78,6 \pm 12,9$  kg y experiencia en el entrenamiento en bicicleta =  $11,2 \pm 2,7$  años. Todos los participantes entrenaron durante 6 horas o más por semana durante un mínimo de 12 meses antes del estudio. Todos fueron informados de los procedimientos experimentales y firmaron un consentimiento informado por escrito, aceptando participar en el estudio. Se pidió a los participantes que evitaran el ejercicio extenuante, la cafeína o el alcohol, durante al menos 24 horas antes de cada sesión de prueba. El estudio, que se realizó de acuerdo con la Declaración de Helsinki, fue aprobado por la Comisión de Bioética de la Universidad de Murcia.

#### Diseño de investigación

Se compararon tres nuevas unidades del rodillo con transmisión directa Hammer (Cycleops), con un medidor de potencia SRM alojado en las bielas (1% de precisión, modelo científico con longitud ajustable de la biela, Schoberer Rad Messtechnik, Julich, Alemania). Para todas las sesiones se usó una bicicleta de carretera de talla "M" (cuadro de aleación de aluminio, con horquilla de fibra de carbono, 2010 Giant Giant-Bicycles, Taiwán), equipada con el medidor de potencia SRM de 172,5 mm. Estas bielas y platos de

precisión, basadas en el uso de galgas extensiométricas, transmiten datos a la pantalla de una unidad (Power Control V) fijada en el manillar.



Figura 7. Bicicleta con bielas SRM instalada en el rodillo Cycleops Hammer

La relación entre la frecuencia de muestreo, las galgas extensiométricas y el par de fuerza, se determina durante la fabricación y se considera constante. La validez de este sistema SRM ha sido previamente demostrado (Jones & Passfield, 1998; Martin et al., 1998; Passfield & Doust, 2000) y, por lo tanto, se tomó como el dispositivo de referencia para la medición de potencia y cadencia. Para minimizar la posible influencia en la validez y en los valores de fiabilidad de los 3 dispositivos Hammer, se utilizó la misma bicicleta y medidor de potencia SRM para todas las pruebas. El fabricante realizó una calibración dinámica de las bielas SRM antes del comienzo del estudio. Además, de acuerdo con las recomendaciones del fabricante, antes de cada test del estudio, se calibró el valor de compensación (offset) del SRM.

La rueda trasera de la bicicleta fue retirada y esta fue unida en distintos momentos a 3 dispositivos Cycleops Hammer diferentes, con una relación de

transmisión trasera de 10 velocidades (11-25 dientes) y una relación de transmisión delantera de 39 y 53 dientes. Para todas las pruebas, se seleccionó la relación de transmisión de  $39 \times 15$  y no se permitió a los ciclistas cambiarla, con el fin de evitar un posible efecto de esta variable en la técnica de pedaleo.

Antes de cada prueba, se realizó la calibración de cada rodillo Hammer de acuerdo con las recomendaciones del fabricante, de modo que los Hammer determinaran la potencia necesaria para superar la fricción del rozamiento y la cadena, y se configuró el valor de compensación a cero (zero-offset) de las galgas extensiométricas. Del mismo modo, la horquilla delantera de la bicicleta se fijó al sistema de bloqueo de la dirección con el fin de proporcionar estabilidad. La posición de la altura del asiento de la bicicleta se ajustó de acuerdo con la geometría de entrenamiento usada por cada ciclista y la bicicleta fue equipada con pedales automáticos. Los ciclistas usaron sus propias zapatillas de ciclismo, equipadas con fijaciones automáticas.

## Protocolo

Los participantes visitaron el laboratorio en 3 ocasiones diferentes para analizar los 3 dispositivos Hammer. Todos los protocolos de prueba comenzaron con un calentamiento estandarizado de 5 minutos a 100 W con cadencia elegida libremente. Después de este período, la validez y fiabilidad de los 3 dispositivos se evaluó en el laboratorio con 3 protocolos de prueba diferentes:

- i. Tres pruebas de ejercicio incremental, aleatorizadas y contrabalanceadas, una para cada cadencia fija seleccionada (70 CAD, 85 CAD y 100 CAD), a 6 intensidades submáximas (i.e., 100, 150, 200, 250, 300 y 350 W), de 75 segundos de duración, separadas por 5

minutos de recuperación a 75 W, con cadencia elegida libremente. Las 3 pruebas incrementales fueron hechas en posición sentada. El orden de los 3 niveles de cadencia se aleatorizó para garantizar que la validez de los resultados no se viera afectada por los posibles incrementos en la temperatura del rodillo o por la fatiga de los ciclistas.

- ii. Después de 5 minutos de recuperación a 75 W, los ciclistas realizaron una carga de trabajo de 75 W, en posición sentada y con cadencia libre, durante 75 segundos.
- iii. Finalmente, los ciclistas realizaron una prueba de ejercicio incremental a 3 potencias submáximas (i.e., 250, 350 y 450 W) de 75 segundos, con una cadencia elegida libremente, en posición de pedaleo de pie. Se realizaron dos minutos de recuperación a 75 W, con cadencia elegida libremente para cada una de las 3 cargas de trabajo.

Siguiendo la recomendación de Jones y Passfield (1998), solo se analizaron los valores de potencia y cadencia del segundo 10 al 70, para cada uno de los bloques de 75 segundos, con el fin de permitir que el ergómetro tuviese tiempo suficiente para estabilizar la carga asignada. Durante cada prueba, la potencia (W) y la cadencia ( $\text{rev}\cdot\text{min}^{-1}$ ) del Cycleops Hammer fueron registradas a una frecuencia de 1 Hz, utilizando el software Cycleops Hammer on-line (VirtualTraining s.r.o., Vimperk, República Checa). Además, también se registraron a una frecuencia de 1 Hz la potencia y la cadencia proporcionada por las bielas SRM, utilizando para ello el Power Control V. Los datos grabados se descargaron de las unidades mencionadas anteriormente y se analizaron con software público (Golden Cheetah, versión 3.4) y con Microsoft Excel 2016 (© Microsoft). Todas las pruebas se realizaron en el mismo laboratorio, bajo condiciones estandarizadas ( $22,9^{\circ}\text{C}$ , 39,3% de humedad).

## Análisis estadístico

Se utilizaron métodos estadísticos estándar para el cálculo de media, desviación estándar (DE), coeficiente de variación (CV) y error estándar de la media (EEM). Los coeficientes de correlación intraclase (CCI) se utilizaron para determinar el grado de asociación entre la potencia del SRM ( $PO_{SRM}$ ) y la potencia de los Hammer ( $PO_{HAMMER}$ ), durante cada una de las pruebas incrementales. Además, dado que una alta correlación no implica necesariamente que haya un buen acuerdo entre alguno de los dos métodos, se usaron los diagramas de Bland-Altman para evaluar y mostrar el acuerdo y la diferencia sistemática entre los valores de potencia del SRM y los Hammer (Bland & Altman, 1999). Las diferencias entre las respectivas potencias se compararon con los valores promedio, esperando que el 95% de las diferencias estuvieran entre los 2 límites de acuerdo (LdA), considerados como el promedio  $\pm 2$  veces la desviación estándar (DE) de las diferencias, expresadas como sesgo (error aleatorio), según lo recomendado por Atkinson y Nevill (1998). Se verificó la heterocedasticidad de todos los datos de las pruebas mediante el cálculo de la correlación de heterocedasticidad (Atkinson & Nevill, 1998). La prueba Kolmogorov-Smirnov y los análisis complementarios de la normalidad se usaron para determinar que tanto los valores de  $PO_{SRM}$  como los de  $PO_{HAMMER}$  se distribuían con normalidad. Posteriormente, se realizó una prueba t para determinar las diferencias entre  $PO_{SRM}$  y  $PO_{HAMMER}$ . Se consideró  $p < 0,05$  para la evaluación de la significación estadística en todas las pruebas. Los análisis se realizaron utilizando GraphPad Prism 6.0 (GraphPad Software Inc, CA), SPSS versión 19.0 (SPSS, Chicago, IL) y Microsoft Excel 2016 (Microsoft Corp, Redmond, WA).

## 4.1.2. Resultados

### Validez

No se detectaron diferencias significativas entre los 3 dispositivos Hammer evaluados y el medidor de potencia "Gold Standard" (modelo científico SRM), ante cualquier carga de trabajo (de 100 a 500 W), cadencia (70, 85 y 100 rev·min<sup>-1</sup>), o posición de pedaleo (sentado o de pie), con valores p entre 1,00 y 0,35, a excepción de alguna diferencia menor ( $p = 0,03$  y  $0,04$ ) encontrada entre  $PO_{SRM}$  y la potencia del Hammer 1 ante cargas bajas (100-200W) y los Hammer 2 y 3 con cargas elevadas (350 W), todos en posición sentado (Tabla 8).

Además, se encontró unos valores de CCI altos entre los valores de potencia registrados por los 3 Hammers en posición de pedaleo sentado y el sistema SRM ( $\geq 0,996$ ), independientemente de la cadencia (Tabla 8 y Figura 9). Un análisis de Bland-Altman (Tabla 8 y Figura 10) reveló un sesgo bajo (rango entre -5,5 y 3,8 W) y una DE pequeña en el sesgo (varió entre 2,5 y 5,3 W) para todas las condiciones de prueba, con excepción de los valores encontrados para el Hammer 1, ante cadencias elevadas y en posición sentado ( $9,6 \pm 6,6$  W).

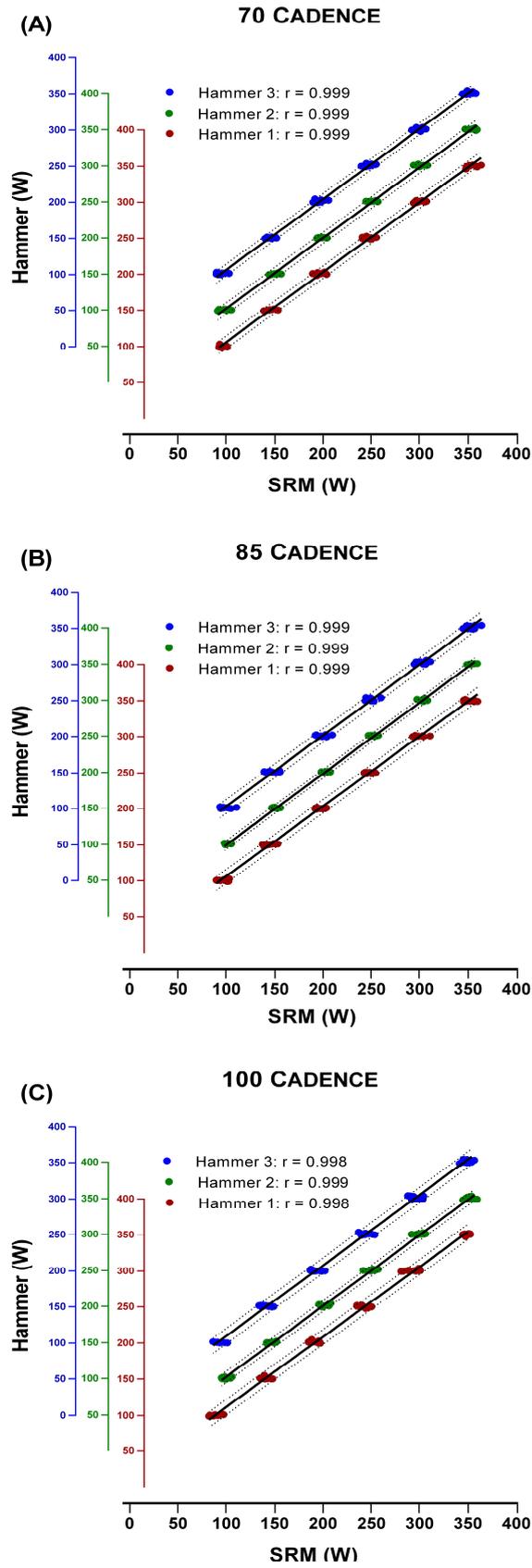


Figura 8. Coeficiente de correlación intraclase de los 3 rodillos Hammer evaluado durante los protocolos incrementales submáximos comparados con el potenciómetro SRM científico a (A) 70, (B) 85, and (C) 100  $\text{rev}\cdot\text{min}^{-1}$ .

Tabla 8. Valores de validez y reproducibilidad de los tres rodillos Hammer analizados

		HAMMER 1						HAMMER 2						HAMMER 3															
		SRM (W)		Hammer (W)		EEM	CCI	Bland Altman		SRM (W)		Hammer (W)		EEM	CCI	Bland Altman		SRM (W)		Hammer (W)		EEM	CCI	Bland Altman					
		Media DE	CV	Media DE	CV			r valor	Sesgo	DE Sesgo	Media DE	CV	Media DE			CV	Sesgo	DE Sesgo	Mean SD	CV	Media DE			CV	Sesgo	DE Sesgo	r valor	Sesgo	DE Sesgo
70 CAD	100 W	94±5	5,0%	100±1*	1,4%	1,4	0,999	LdA 3,7 a 10,7	101±3	3,3%	101±1	0,5%	1,0	0,999	LdA -8,7 a 2,9	102±5	4,4%	101±1	1,0%	1,4	0,999	LdA -8,8 a 3,2	151±1	0,6%	1,1				
	150 W	143±3	2,3%	150±1*	0,5%	1,0			3,5	3,6	153±4	2,3%	150±1			0,5%	1,0	-2,9	2,9	152±4			2,5%	151±1	0,6%	1,1	-2,8	3,0	
	200 W	196±4	1,8%	200±1*	0,7%	1,1			202±3	1,7%	201±1	0,3%	1,0			203±4	2,1%	201±2	0,8%	1,3									
	250 W	243±3	1,3%	251±1	0,5%	1,0			253±3	1,4%	251±1	0,3%	1,0			254±5	1,8%	251±2	0,6%	1,4									
	300 W	299±4	1,3%	301±1	0,3%	1,1			304±4	1,2%	300±1	0,3%	1,1			305±4	1,3%	301±2	0,6%	1,2									
	350 W	352±4	1,1%	350±2	0,5%	1,2			358±4	0,7%	350±1*	0,3%	0,8			357±4*	1,1%	351±2*	0,4%	1,2									
85 CAD	100 W	95±5	4,9%	101±1*	0,9%	1,4	0,999	LdA 3,5 a 11,1	104±2	2,1%	101±1	0,9%	0,7	0,999	LdA -9,1 a 0,9	104±5	4,7%	101±1	0,7%	1,5	0,999	LdA -9,6 a 3,9	151±1	0,7%	1,5				
	150 W	143±4	3,0%	151±1*	0,7%	1,3			3,8	3,7	153±3	1,9%	150±1			0,4%	0,9	-4,1	2,5	151±5			3,3%	151±1	0,7%	1,5	-2,9	3,4	
	200 W	196±3	1,7%	200±1*	0,4%	1,0			205±3	1,4%	201±1	0,3%	0,9			203±5	2,6%	201±1	0,6%	1,6									
	250 W	247±4	1,5%	250±1	0,3%	1,1			254±3	1,1%	251±1	0,2%	0,8			254±4	1,7%	252±2	0,7%	1,3									
	300 W	298±4	1,3%	301±1	0,2%	1,2			306±3	0,8%	301±1*	0,4%	0,8			306±5	1,7%	302±2	0,7%	1,6									
	350 W	350±5	1,3%	350±2	0,6%	1,3			357±3	0,9%	350±1*	0,1%	0,9			357±5*	1,4%	353±2*	0,6%	1,6									
100 CAD	100 W	88±8	9,5%	101±1*	1,0%	2,5	0,998	LdA 3,6 a 22,8	101±4	3,6%	101±1	1,1%	1,1	0,999	LdA -6,8 a 3,6	99±5	4,6%	101±1	0,52%	1,4	0,998	LdA -5,9 a 6,7	151±1	0,51%	1,4				
	150 W	139±7	5,0%	151±2*	1,2%	2,1			9,6	6,6	150±4	2,4%	150±1			0,8%	1,1	-1,6	2,6	148±5			3,2%	151±1	0,51%	1,4	-0,4	3,2	
	200 W	189±7	3,6%	201±2*	0,8%	2,0			203±4	2,0%	201±2	0,8%	1,2			200±5	2,6%	200±1	0,45%	1,5									
	250 W	241±6	2,5%	250±1*	0,5%	1,8			253±4	1,6%	251±1	0,4%	1,3			251±5	2,2%	251±1	0,51%	1,6									
	300 W	292±7	2,2%	300±1	0,2%	2,0			302±4	1,4%	300±1	0,3%	1,2			302±5	1,8%	302±2	0,69%	1,6									
	350 W	347±3	0,8%	350±2	0,4%	0,8			355±4	1,1%	350±2	0,4%	1,2			355±4	1,2%	352±2	0,63%	1,3									
250 w FC-S	248±7	2,8%	249±1	0,6%	2,1	0,996	LdA 10,5 a 10,8	256±7	2,6%	249±2	0,7%	2,0	0,996	LdA -17,3 a 6,9	-5,5	3,6	253±4	1,6%	251±2	0,7%	1,3	0,997	LdA -11,5 a 5,5	-3,2	4,3				
350 w FC-S	350±7	2,1%	350±2	0,6%	2,2			353±4	1,6%	352±2	0,6%	1,7			354±6	1,8%	352±2	0,4%	1,9										
450 w FC-S	452±8	1,8%	450±3	0,6%	2,4			456±9	2,1%	449±2	0,5%	2,8			455±6	1,3%	450±1	0,2%	1,7										
500 w FC	492±9	1,9%	496±5	1,0%	2,8			504±7	1,3%	499±3	0,7%	2,0			501±7	1,4%	499±2	0,4%	2,2										

CAD = Cadencia FC-S = De pie con cadencia libre; DE = Desviación estándar; CV = Coeficiente de variación; EEM = Error estándar de la media; CCI = Coeficiente de correlación intraclase; LdA = Límites de acuerdo; \* Diferencias significativas comparado con SRM (p < 0,05).

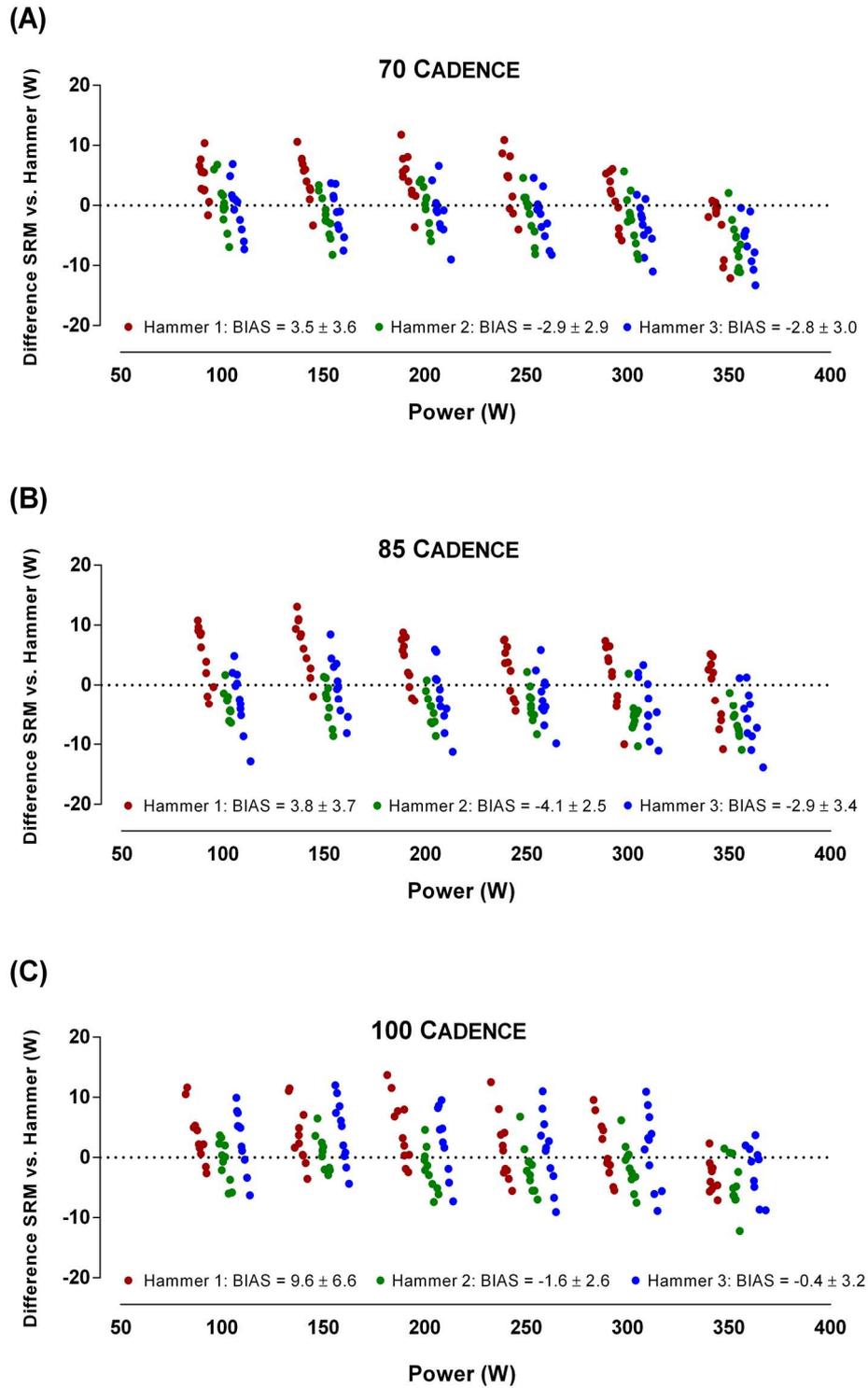


Figure 9. Coeficiente de correlación intraclase de los 3 rodillos Hammer evaluados durante los protocolos incrementales submáximos, comparados con el potenciómetro SRM científico a 70 (A), 85 (B) y 100 (C)  $\text{rev}\cdot\text{min}^{-1}$ .

## Reproducibilidad

El CV promedio para las pruebas incrementales fue del 2,8% frente a 0,6%, 1,7% frente a 0,5%, y 2,5% frente a 0,6% para el SRM comparado con los Hammer 1, 2 y 3, respectivamente. Estos valores son considerablemente más bajos, si se excluye la intensidad de 100W (2,0% frente a 0,5%, 1,5% frente a 0,4% y 2,0% frente a 0,6%). El CV promedio para las pruebas de pedaleo de pie de ambos dispositivos (SRM vs. Hammer 1, 2 y 3) fue del 2,2% frente a 0,6%, 2,1% frente a 0,6% y 1,6% frente a 0,4%, respectivamente, mientras que el CV para las cargas altas (i.e., 500 W) en la posición de sentado también fue muy bajo (1,9% frente a 1,0%, 1,3% frente a 0,7% y 1,4% frente a 0,4%) (Tabla 8). El EEM para los 3 Hammers permaneció en valores muy bajos para todas las condiciones de prueba (rango entre 0,7 y 2,8 W).

## Sensibilidad

De acuerdo con los datos, la cadencia de pedaleo no tuvo efectos en la potencia de los potenciómetros. Como se muestra en la Tabla 8, el resultado del CV, EEM, CCI y sesgo de Bland-Altman, tiene valores muy similares en el supuesto de pedaleo sentado y ante cualquier cadencia e intensidad.

### 4.1.3. Discusión

El principal hallazgo de este estudio es que el cicloergómetro Hammer es una herramienta altamente válida y reproducible para tests y entrenamientos en ciclismo, ante todas las cargas de trabajo evaluadas (100-500 W), cadencias (70, 85 y 100 rev·min<sup>-1</sup>), y posiciones de pedaleo (sentado y de pie). Además, como ventajas adicionales de este sistema destacan el uso de la propia bicicleta del

ciclista, manteniendo la posición y geometría de pedaleo habitual, su precio reducido, el reducido nivel de ruido, así como su tamaño.

Ergómetros específicos de laboratorio (e.g., SRM, Lode, Velotron o Wattbike) todavía se consideran una referencia, o el "estándar de oro", debido a sus altos niveles de validez y reproducibilidad (Abbiss et al., 2009; Hopker et al., 2010; Hopkins, Schabert, & Hawley, 2001; Jones & Passfield, 1998; Paton & Hopkins, 2001; Mathias Reiser, Meyer, Kindermann, & Daus, 2000; Wainwright, Brian Cooke, Paul O'Hara, Cooke, & O'Hara, 2017). Por lo tanto, para que un rodillo pueda ser útil en un entorno de investigación, debe tener un nivel similar de validez y fiabilidad a estos últimos. Diferentes investigadores han probado la validez de otros ergómetros portátiles tales como Tacx Fortius (Peiffer & Losco, 2011), KICKR Power Trainer (Zadow et al., 2017, 2016), LeMond Revolution (Novak et al., 2015), y Elite Axiom Powertrain (Bertucci, Duc, Villerius, & Grappe, 2005). Este es el primer estudio, hasta donde se tiene constancia, que evalúa este nuevo cicloergómetro, comparándolo con el reconocido y ampliamente utilizado potenciómetro científico SRM. Cabe señalar que el SRM, como el medidor de potencia de referencia que es, también se ve afectado por algún error de medición. Los estudios anteriores han utilizado el modelo científico SRM de 20 galgas extensiométricas (Bertucci, Duc, Villerius, & Grappe, 2005; Duc et al., 2007; Jones & Passfield, 1998), así como el modelo profesional SRM (4 galgas extensiométricas) (Gardner et al., 2004), cuyos valores de precisión publicitados por el fabricante fueron de  $\pm 0,5\%$  y  $\pm 2,5\%$ , respectivamente. Los datos recopilados en este estudio indican que la potencia no difiere significativamente entre los diferentes Hammer y el modelo científico SRM, con una alta significación, casi perfecta ( $r \geq 0,996$ ) de 100 a 500 W en cada uno de los 3 dispositivos comprobados, ya sea en posición de pedaleo sentado o de pie, pedaleando a cadencias bajas, medias y altas.

Aunque hubo diferencias significativas entre los 3 dispositivos Hammer probados para algunas cargas, las diferencias fueron muy reducidas para potencias entre 150 y 350 W. El Hammer 1 sobreestimó ligeramente la potencia, mientras que los Hammers 2 y 3, subestimaron la potencia, pero con un pequeño sesgo promedio (entre -5,5 y 3,8 W), un reducido 95% LdA (entre -8,8 y 22,8 W), y con pequeñas diferencias dependiendo del dispositivo (Tabla 8). También es importante señalar que en este estudio no se encontraron diferencias significativas entre la potencia del SRM y los datos de potencia de los Hammer, que fueron comparados pedaleando de pie frente a la posición sentada, a pesar de que es sabido que el pedaleo de pie causa balanceo lateral y afecta a la biomecánica del pedaleo (Stone & Hull, 1993). En nuestra opinión, las extensiones plegables y el soporte de la rueda delantera del cicloergómetro, proporcionan una amplia huella y base de sustentación que agregó estabilidad, reduciendo los efectos de las oscilaciones laterales mencionadas anteriormente.

Se encontraron valores de sesgos medio similares a los mostrados para el Wahoo KICKR Power Trainer (Zadow et al., 2016) a cargas de 250 a 700W, y cadencias de 80 y 120  $\text{rev}\cdot\text{min}^{-1}$  (-1,1%; 95%LdA, -3,5% a 1,4%), y mayores para cargas de 100 a 200 W (4,5%, 95%LdA, -2,3% a 11,3%). Cuando comparamos los resultados actuales con el cicloergómetro Wattbike (Hopker et al., 2010), se encontraron valores inferiores a los reportados del 95%LdA para el rodillo Hammer (de -16 a 8W a 150 W, -20 a 1 W a 200 W, -22 a -6 W a 250 W, y -31 a -9 W a 300 W). Nuevamente, sesgos similares de -1,3 (5,3) W se publicaron para los pedales Vector Garmin (Bouillod et al., 2016) cuando se usan en laboratorio. Algunos autores (Hopkins, 2000; Hopkins, Hawley, & Burke, 1999) han sugerido que en atletas de élite, se requiere una magnitud del error inferior al 2% para detectar cambios en el rendimiento, bien sea a través de una intervención ergogénica, bien como estímulo del entrenamiento. Cuando se compara con el SRM, el error promedio del rodillo Hammer muestra que, según nuestros datos, se encuentra dentro de ese rango. Basado en la evaluación de los tres Hammer

realizada en este estudio, un error promedio del ~2% comparado con el SRM sería aceptable para la identificación del talento. Hopkins (2000) sugirió que un intervalo de confianza del 84% es un umbral más razonable que el intervalo tradicional del 95% cuando lo que se intenta es detectar cambios en el rendimiento deportivo. Basado en potencias de 350 W, los cambios de  $\geq 2\%$  (7,0 W) y  $>1\%$  (3,5 W), serían necesarios con el fin de estar seguros (al 84%) de que un ciclista entrenado ha cambiado su potencia producida debido a una intervención del entrenamiento. Estos resultados sugieren que el rodillo Hammer es lo suficientemente preciso para detectar los cambios en el rendimiento a través del tiempo y por lo tanto, serviría como herramienta de entrenamiento y valoración

En cuanto a la fiabilidad (Tabla 8), cuando comparamos los Hammer con estudios con otros ergómetros, los CV medios fueron similares. Kirkland et al. (2008) informaron de un CV promedio de 2,3% en 137 potencias diferentes. Del mismo modo, Bertucci, Duc, Villerius, Pernin, y Grappe (2005) informaron de un CV medio del 1,7% para unas bielas SRM (modelo científico), sobre potencias de 100 a 420 W. Estos resultados significan que el CV para el SRM en este estudio está de acuerdo con los datos de fiabilidad de investigaciones previas.

La técnica ciclista y el tipo de ergómetro pueden afectar a la eficiencia en ciclismo (Arkesteijn, Jobson, Hopker, & Passfield, 2013). En nuestra opinión, el uso de ciclistas agrega más fiabilidad al uso real del cicloergómetro. Desde este punto de vista, los buenos resultados de la presente investigación confirman que la variabilidad biológica no afecta a la validez de los valores de potencia en el rodillo Hammer. Además, probamos cada ergómetro y ciclista con 3 cadencias, diferentes y representativas, con el fin de analizar si este elemento afecta a la fiabilidad de los valores de potencia. Igualmente, la cantidad de participantes y su nivel de condición física (i.e., ciclistas bien entrenados), son consistentes con otros estudios de investigación publicados que han evaluado la fiabilidad y

validez de los ergómetros de ciclismo (Abbiss et al., 2009; Bertucci, Duc, Villerius, & Grappe, 2005; Peiffer & Losco, 2011).

Hay algunas limitaciones en este estudio, que pueden ser mejoradas en futuros diseños. Debido a las limitaciones de tiempo del período de recopilación de datos y a la magnitud del protocolo experimental, los datos se recopilaron durante un período de 60 segundos para cada intensidad, después de un período de ~10 segundos cuyo propósito fue la estabilización del rodillo a la nueva intensidad. Se podría argumentar que un período más largo podría haber sido utilizado para recopilar los datos, pero dada la rapidez con la que el Hammer se adapta a cada carga, se decidió que esto no era necesario. Por otro lado, la fiabilidad del Hammer en la medición de la potencia en ensayos más largos no fue evaluada. Se consideró que incluir las 3 pruebas incrementales en el mismo protocolo, permitía que cada ergómetro funcionara de forma activa 45 minutos. Además, el uso de ciclistas para realizar las pruebas en lugar de comparar los valores de los Hammer con una plataforma de calibración, añadió variabilidad biológica a la medida general de la reproducibilidad entre pruebas y por consiguiente, podría explicar parte de las diferencias como debidas a las características personales en el pedaleo (Paton & Hopkins, 2001).

## 4.2. Estudio II

### 4.2.1. Metodología

#### Aproximación experimental al problema

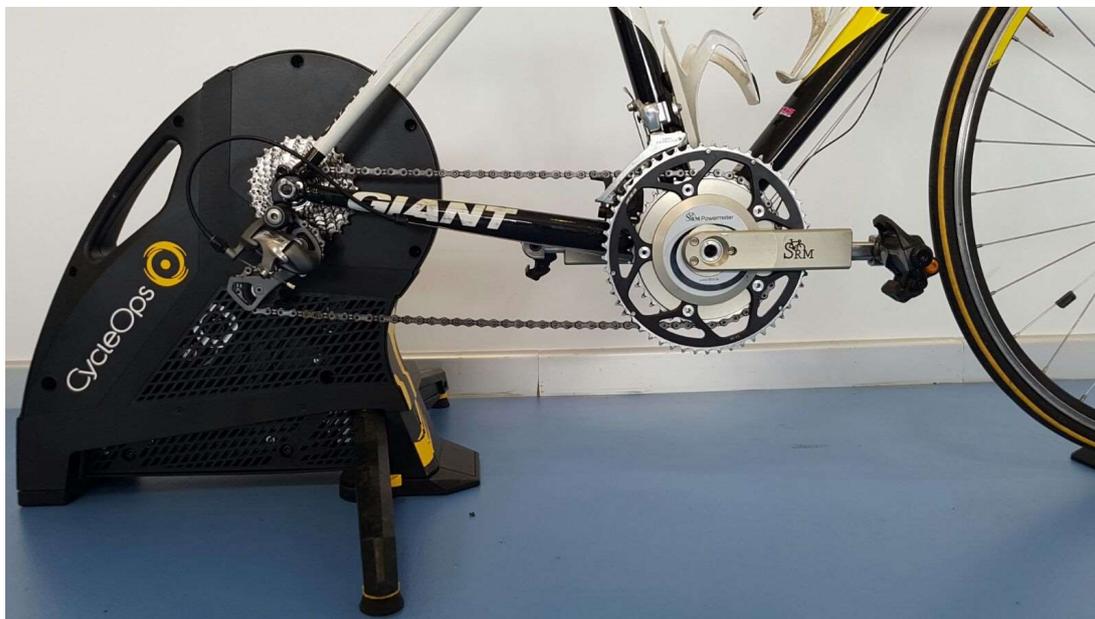
Se realizó un estudio descriptivo, transversal y cuantitativo. Durante un período de tres semanas, cada participante realizó varias pruebas desarrolladas en días separados, en el mismo laboratorio de ejercicio y con condiciones estandarizadas ( $22,9 \pm 2,0^\circ$  C,  $39,3 \pm 3,0\%$  de humedad). El estudio, que se llevó a cabo según la declaración de Helsinki, fue aprobado por la Comisión de Bioética de la Universidad de Murcia y obtuvo el consentimiento informado por escrito de todos los participantes antes de comenzar este.

#### Participantes

Treinta y tres ciclistas y triatletas, varones bien entrenados se ofrecieron como voluntarios para participar en este estudio (edad  $32,4 \pm 9,0$  años, altura  $1,86 \pm 0,08$  m, masa corporal  $78,6 \pm 12,9$  kg,  $VO_{2max}$   $57,7 \pm 6,6$  ml·kg<sup>-1</sup>·min<sup>-1</sup>; Potencia Aeróbica Máxima (PAM)  $399 \pm 31$  W; experiencia de entrenamiento en ciclismo  $11,2 \pm 2,7$  años). Todos los participantes entrenaron 6 horas o más por semana, durante un mínimo de doce meses antes del estudio. Se les pidió a los participantes que evitaran el ejercicio extenuante, la cafeína y el alcohol, durante al menos 24 horas antes de cada sesión de prueba.

## Procedimientos de los tests

Se comparó un nuevo medidor de potencia PowerTap P1 (CycleOps, Madison, EE. UU.) (PP1), con un medidor de potencia SRM (modelo científico, con



*Figura 10. Bicicleta con bielas SRM instalada en el rodillo Cycleops Hammer*

bielas de aluminio 7075 de longitud ajustable; Schoberer Rad Messtechnik, Julich, Alemania,  $\pm 1\%$  de precisión). Para todas las sesiones, los PP1 se montaron en las bielas SRM con el par de instalación recomendado por el fabricante. Además, una bicicleta de carretera de talla "M" (Giant Defy 3, 2010 Giant Bicycles, Taiwán), con cuadro de aleación de aluminio, y horquilla de fibra de carbono, fue equipada con el medidor de potencia SRM de 172,5mm (Figura 10). Estas bielas con potenciómetro basado en galgas extensiométricas de precisión transmitieron datos a la pantalla de un ordenador de ciclismo instalado en el manillar.

La relación entre la cadencia obtenida, las galgas extensiométricas y el torque, fue calibrada durante la fabricación y se considera constante. La validez de este sistema de potencia SRM se ha demostrado previamente y, por lo tanto, se tomó como el dispositivo de referencia para la medición de potencia (Jones &

Passfield, 1998; Martin et al., 1998; Passfield & Doust, 2000). Para minimizar la posible influencia en los valores de validez y fiabilidad de los datos de los PP1, se usó la misma bicicleta y el mismo medidor de potencia SRM en todas las pruebas. El fabricante realizó una calibración dinámica de las bielas SRM con anterioridad al comienzo del estudio. La rueda trasera de la bicicleta fue retirada y el cuadro se instaló sobre una unidad de transmisión directa Cycleops Hammer (Cycleops, Wisconsin, EE. UU.) (Lillo-Bevia & Pallarés, 2017), con transmisión trasera de 10 velocidades (11-25 dientes) y relación de platos 39-53. Para todos los tests, se seleccionó la relación de transmisión 39:15 y no se permitió a los ciclistas modificarla con el fin de prevenir un posible efecto de esta variable en la técnica de pedaleo. Antes de cada prueba, la calibración del rodillo Hammer se llevó a cabo de acuerdo con las recomendaciones del fabricante. De esta manera, el Cycleops Hammer estableció con precisión la potencia requerida para vencer la fricción de rodamientos y cadena, siendo calibrado el offset a cero con carácter previo a cada prueba. La calibración a cero de los pedales PP1 también fue realizada antes de cada prueba. La rueda delantera de la bicicleta se dispuso sobre un sistema de fijación del rodillo a fin de asegurar la estabilidad. La posición de la altura del sillín de la bicicleta se correspondió en cada caso con la geometría propia de entrenamiento de cada ciclista. Los ciclistas usaron sus propias zapatillas de ciclismo equipadas con calas Look. La validez absoluta y relativa de este cicloergómetro ha sido confirmada recientemente (Lillo-Bevia & Pallarés, 2017).

## Protocolo de los tests

Todas las pruebas comenzaron con un calentamiento estandarizado de 5 minutos a 100 W con cadencia libremente elegida. Después de este período, la

validez y fiabilidad de los dispositivos se evaluó en el laboratorio mediante tres protocolos diferentes:

Todos los participantes realizaron tres pruebas incrementales de forma aleatorizada y contrabalanceada, una para cada una de las cadencias fijas seleccionadas (70, 85 y 100  $\text{rev}\cdot\text{min}^{-1}$ ), con seis cargas de trabajo submáximas (100, 150, 200, 250, 300 y 350 W) de 75 segundos de duración (Jones & Passfield, 1998). Las tres pruebas de ejercicio incremental fueron separadas por 5 minutos de recuperación a 75 W. Estas se desarrollaron en posición de pedaleo sentado y con el orden de la cadencia determinada previamente. El orden de las tres cadencias fue aleatorizado para garantizar que la validez de los resultados no se viera afectada por los posibles incrementos en la temperatura del ergómetro o por la fatiga de los ciclistas. Después de 5 minutos de recuperación a 75 W, los ciclistas realizaron una carga de trabajo a 500 W, de 75 segundos de duración, con una cadencia libre. Finalmente, realizaron una prueba de ejercicio incremental con tres cargas de trabajo submáximas (250, 350 y 450 W), de 75 segundos de duración, con cadencia libremente elegida, y en una posición de pedaleo de pie. Se establecieron dos minutos de recuperación a 75 W con cadencia libremente elegida entre cada una de las tres cargas de trabajo realizadas. La potencia obtenida fue registrada por los PP1 y el SRM simultáneamente. Siguiendo la recomendación de Jones & Passfield (1998), solo se analizaron los valores de potencia y los valores de cadencia, desde el segundo 10 hasta el 70 de cada bloque de 75 s, con el fin de permitir al Cycleops Hammer suficiente tiempo para estabilizar la carga de trabajo establecida. Durante cada prueba, los valores de potencia (W) y cadencia ( $\text{rev}\cdot\text{min}^{-1}$ ) de los PP1 fueron registrados a una frecuencia de 1 Hz, utilizando para ello una computadora de ciclismo Garmin 1000 (Garmin International Inc., Olathe, KS, EE. UU). Además, los valores de potencia y la cadencia de las bielas SRM fueron registrados a una frecuencia de 1 Hz, usando para ello el ordenador de ciclismo "Power Control V".

## Análisis estadístico

Se utilizaron métodos estadísticos estándar para el cálculo de medias, desviaciones estándar (DE), coeficiente de variación (CV) y error estándar de la media (EEM). Se evaluó la heterocedasticidad de los datos midiendo los valores predichos frente a los residuales para las mediciones de potencia y cadencia. Se utilizó la prueba de Kolmogorov-Smirnov y los análisis complementarios de normalidad. Los datos de potencia y cadencia del SRM y los PP1 no estaban distribuidos con normalidad, por lo tanto, el análisis de las diferencias entre la media de los valores de potencia y los valores de las cadencias de cada dispositivo fue evaluado con una prueba U de Mann-Whitney para datos no paramétricos. Los coeficientes de correlación de Spearman se calcularon comparando los valores de potencia de los medidores SRM y PP1, durante cada prueba de ejercicio incremental. Adicionalmente, dado que una alta correlación no implica necesariamente una buena concordancia entre dos métodos, los diagramas de Bland-Altman se usaron para evaluar y mostrar el grado de acuerdo, así como la diferencia sistemática entre los valores de potencia del SRM y de los PP1 (Bland & Altman, 1999). Las diferencias entre las potencias se relacionaron con los valores promedio y el 95% de las diferencias, dado que se esperaba que estuvieran entre los dos límites del acuerdo (LdA). Los LdA se definieron como el sesgo promedio  $\pm 2$  veces la desviación estándar (DE) (Atkinson & Nevill, 1998). Se consideró como significación estadística para todos los tests una  $p < 0,05$ . Los datos grabados se descargaron de los ordenadores de ciclismo descritos anteriormente y se analizaron utilizando el software gratuito (Golden Cheetah, versión 3.4) y Microsoft Excel 2016 (Microsoft Corp, Redmond, WA, EE. UU). Los análisis se realizaron con el software GraphPad Prism 6.0 (GraphPad Software, Inc., CA, EE. UU.), el software SPSS versión 19.0 (SPSS, Chicago, IL) y Microsoft Excel 2016 (Microsoft Corp, Redmond, WA, EE. UU).

## 4.2.2. Resultados

### Validez

No se detectaron diferencias significativas entre los valores de potencia del SRM modelo científico y los de los pedales PP1 a 70 rev·min<sup>-1</sup> en posición de pedaleo sentado, para cargas comprendidas entre 150 W y 300 W ( $p > 0,05$ ). Sin embargo, para el resto de las cargas, cadencias y posiciones de pedaleo evaluadas, se detectaron valores significativamente más bajos en los PP1 en comparación con el medidor de potencia SRM ( $p < 0,05$ ) (Tabla 9). Se detectaron elevados coeficientes de correlación de Spearman entre los valores de potencia registrados por los dispositivos PP1 y SRM en posición de pedaleo sentado ( $\rho \geq 0,987$ ;  $p < 0,001$ ), independientemente de la cadencia (70, 85 y 100 rev·min<sup>-1</sup>). Sin embargo, cuando los ciclistas pedalearon de pie se encontró un coeficiente de correlación ligeramente más débil ( $\rho = 0,927$ ;  $p < 0,001$ ) (Figura 11). Confirmando los datos de la diferencia de medias, el análisis de Bland-Altman reveló un sesgo bajo, aunque no despreciable, para todas las pruebas realizadas en posición sentada, entre los valores de potencia del medidor de SRM y los pedales PP1. De forma específica, los pedales PP1 subestimaron los datos de potencia obtenidos por el dispositivo SRM de una manera directamente proporcional a la cadencia de pedaleo del ciclista (Sesgo = -2,4 W (LdA -12,1 a 7,3) a 70 rev·min<sup>-1</sup>, -5,3 W (LdA -17,6 a 7,0) a 85 rev·min<sup>-1</sup> y -7,3 W (LdA -23,1 a 8,4) a 100 rev·min<sup>-1</sup>,  $\rho = 0,999$ ). Se encontró una subestimación ligeramente mayor para los tests donde los ciclistas pedalearon de pie (Sesgo = -9,0 W (LdA -19,7 a 1,7) (Tabla 9 y Figura 12).

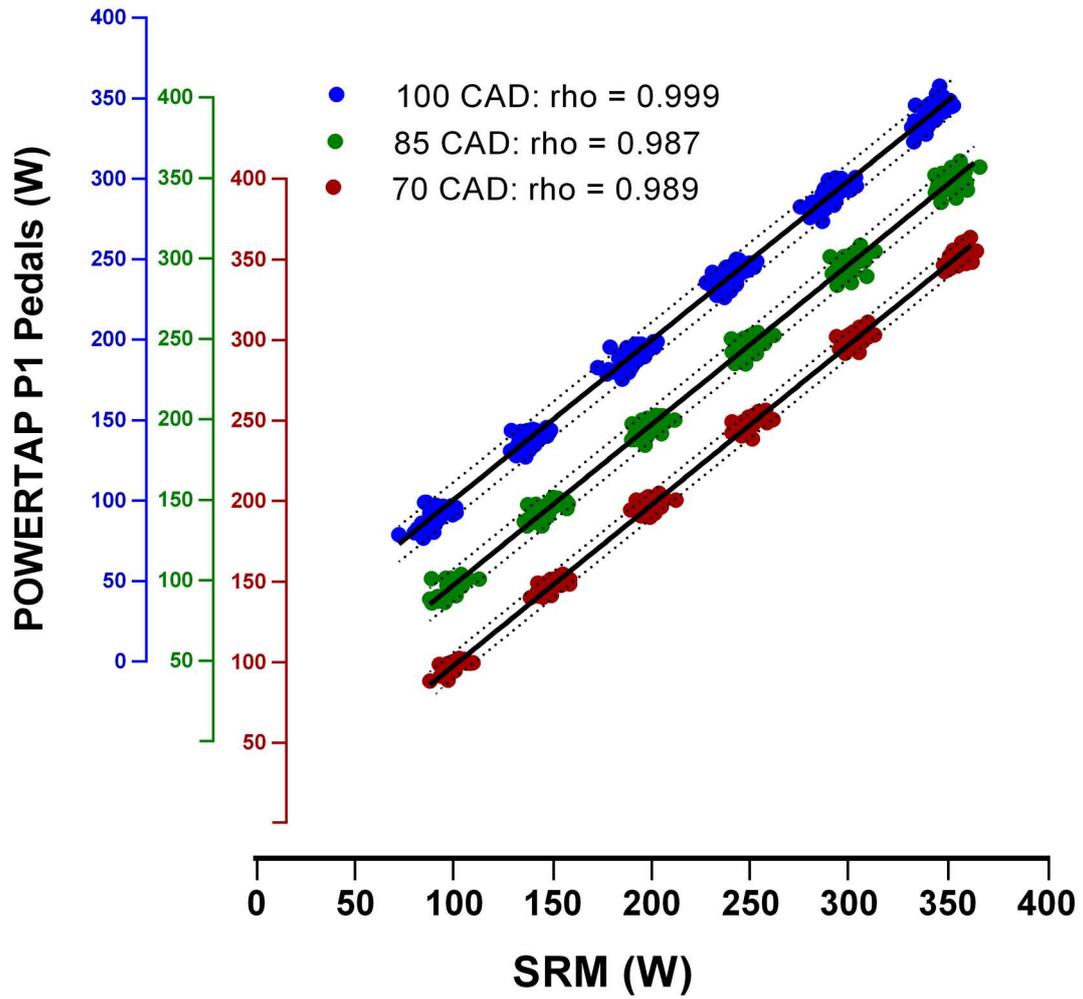


Figura 11. Coeficiente de correlación de Spearman de los pedales Powertap PP1 bajo tres cadencias diferentes, durante los test incrementales submáximos, comparado con el potenciómetro científico SRM a 70, 85 y 100 rev·min<sup>-1</sup>.

Tabla 9. Resultados del análisis de validez y reproducibilidad de los pedales PowerTap P1

	POTENCIA										CADENCIA				
	SRM (W)					PT P1 (W)		EEM (W)	Rho Spearman valor	Bland Altman		SRM (rpm)		PT P1 (rpm)	
	Mean	SD	CV	Mean	SD	Mean	SD			Sesgo(W)	SD Sesgo (W)	Mean DE	CV	Mean DE	CV
<b>70 CAD</b>	100 W	99±6	5,6%	97±4*	4,2%	0,7					70,4±1,0	1,4%	71,7±1,1	1,5%	
	150 W	150±5	3,4%	148±5	3,0%	0,8		4,8			70,7±0,9	1,3%	70,7±1,0	1,5%	
	200 W	200±5	2,4%	198±4	2,1%	0,7		LdA			70,6±1,1	1,5%	70,9±1,1	1,5%	
	250 W	251±5	2,0%	248±5	1,9%	0,8		-2,4			70,7±1,0	1,4%	70,8±1,0	1,3%	
	300 W	303±5	1,5%	300±5	1,6%	0,8		(-12,1 a 7,3)			70,4±0,9	1,3%	70,9±0,9	1,3%	
	350 W	356±4	1,2%	352±5*	1,4%	0,9					70,0±1,0	1,5%	70,6±1,0	1,5%	
<b>85 CAD</b>	100 W	101±6	5,9%	96±6*	5,7%	1,0		6,1			84,7±0,8	0,9%	85,0±0,8	0,9%	
	150 W	149±6	4,0%	145±5*	3,7%	0,9				84,7±0,8	0,9%	84,8±0,8	0,9%		
	200 W	201±6	2,7%	196±5*	2,7%	0,9		LdA			84,8±0,9	1,1%	85,0±0,9	1,1%	
	250 W	252±5	1,9%	246±5*	2,2%	0,9		-5,3			84,8±1,1	1,3%	85,0±1,1	1,8%	
	300 W	303±6	1,8%	298±6*	2,0%	1,1		(-17,6 a 7,0)			84,9±1,2	1,4%	85,1±1,2	1,4%	
	350 W	355±5	1,5%	349±6*	1,7%	1,0					84,9±1,0	1,2%	85,1±1,0	1,7%	
<b>100 CAD</b>	100 W	96±8	8,6%	91±7*	7,2%	1,1		7,9			98,9±1,3	1,3%	99,7±1,2	1,3%	
	150 W	145±7	4,9%	139±5*	3,9%	0,9				98,9±1,4	1,4%	99,2±1,5	1,5%		
	200 W	197±8	4,1%	191±7*	3,7%	1,2		LdA			99,6±1,2	1,2%	99,1±1,2	1,3%	
	250 W	248±7	2,9%	241±7*	2,8%	1,2		-7,3			99,6±1,3	1,3%	99,7±1,3	1,3%	
	300 W	298±7	2,4%	291±7*	2,4%	1,2		(-23,1 a 8,4)			99,5±1,5	1,6%	99,8±1,6	1,6%	
	350 W	352±5	1,9%	342±8*	2,3%	1,3					99,8±1,9	1,9%	99,7±1,9	1,9%	
<b>FC</b>	250 W	253±7	2,6%	241±5*	2,2%	0,9		5,3			75,9±6,1	8,0%	74,9±11,0	14,7%	
	350 W	352±6	1,8%	345±5*	1,5%	0,9		LdA			74,8±9,1	12,1%	73,5±12,9	17,6%	
	450 W	455±8	1,7%	446±6*	1,2%	1,0		-9,0			69,6±7,7	11,1%	68,5±10,7	15,7%	
<b>SENTA DO</b>	500 W	499±9	1,8%	492±11*	2,2%	1,9		3,5			90,0±10,1	11,2%	89,8±10,5	11,7%	
								LdA							
								(-14,1 a 0,0)							

CAD = Cadencia; FC-S = Cadencia libre de pie; DE = Desviación estándar; CV = Coeficiente de variación; EEM = Error estándar de la media; rho Spearman = Coeficiente de correlación de Spearman; LdA = Límites de acuerdo; \* Diferencias significativas comparados con el SRM; # Coeficiente de correlación de Spearman significativo; (p < 0.05)

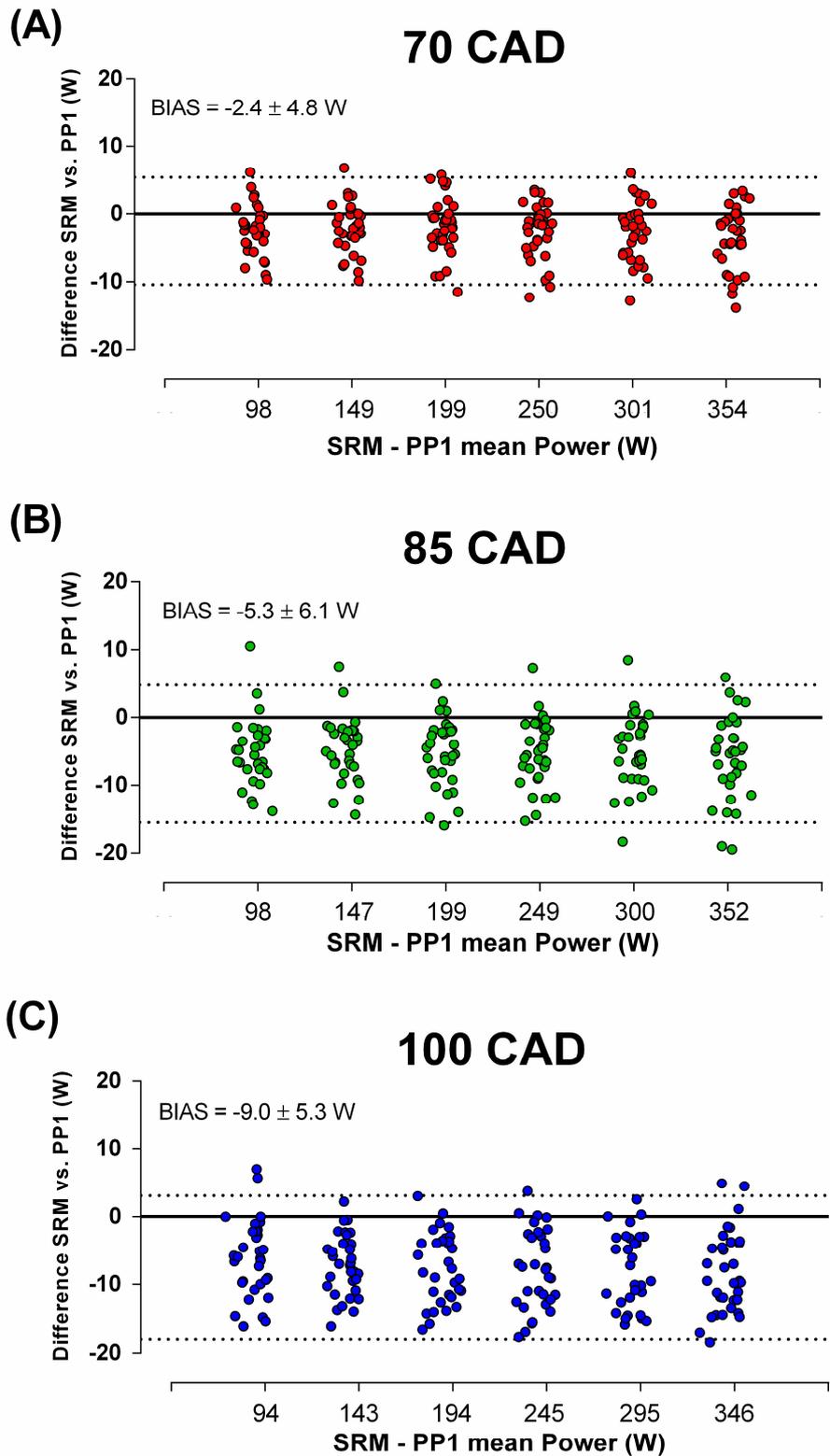


Figura 12. Análisis Bland-Altman de los pedales PowerTap PP1 desarrollado durante los tests incrementales submáximos, comparado con el potenciómetro científico SRM a 70 (A), 85 (B) and 100 (C)  $\text{rev}\cdot\text{min}^{-1}$ .

## Reproducibilidad

El CV promedio para los tests incrementales de cada sesión fue de 2,7% vs. 2,4%, 3,0% vs. 3,0% y 4,1% vs. 3,7% para el SRM en comparación con los PP1 a 70, 85 y 100 rev·min<sup>-1</sup>, respectivamente. Estos valores fueron considerablemente más bajos cuando se excluyó la potencia de 100 W (2,1 vs. 2,0%, 2,4 vs. 2,5% y 3,2 vs. 3,0%). El CV promedio para los tests de pie de los dispositivos SRM y PP1 fue de 2,0% y 1,6%, respectivamente, mientras que el CV para la carga alta (i.e., 500 W) en posición sentada, permaneció muy bajo (1,8% vs. 2,2 %). El EEM para los PP1 se mantuvo en valores muy bajos para todos los tipos de test (entre 0,7 W y 1,9 W) (Tabla 9).

### 4.2.3. Discusión

El principal hallazgo de este estudio es que los PP1 son una herramienta válida y reproducible para la evaluación y el entrenamiento en ciclismo ante cualquiera de las cargas de trabajo evaluadas (de 100 W a 500 W), cadencias (70, 85 y 100 rev·min<sup>-1</sup>) y tipos de pedaleo (sentado y de pie). Además de validar este instrumento, desde un punto de vista práctico, y a la luz de estos resultados, podemos concluir que el dispositivo PP1 presenta ciertas ventajas importantes con respecto a otros dispositivos portátiles, tales como el uso de la propia bicicleta del ciclista, que permite mantener la posición habitual de pedaleo y el juego de ruedas y las bielas habituales de la bicicleta, su reducido peso adicional en comparación con otros medidores de potencia portátiles de alto rendimiento (instalados en las bielas, plato o buje), y finalmente, su facilidad de instalación, que permite intercambiarlo entre varias bicicletas.

Sin embargo, es importante tener en cuenta que este medidor de potencia portátil subestimó ligeramente los datos de potencia de forma directamente proporcional a la cadencia de pedaleo (desde -2,4 W a 70 rev·min<sup>-1</sup>

<sup>1</sup> a  $-7,3 \text{ W}$  a  $100 \text{ rev}\cdot\text{min}^{-1}$ ), independientemente de la intensidad o de la posición de pedaleo. Este hecho podría deberse a la sensibilidad de las galgas extensiométricas, o podría ser debido al tipo de procesamiento de la señal (amplificación, filtrado, conversión de analógico a digital, así como al análisis de datos).

Los ergómetros específicos de laboratorio (e.g., SRM, Lode, Velotron, Wattbike), todavía son considerados como los medidores de potencia de referencia debido a sus altos niveles de validez y fiabilidad (Abbiss et al., 2009; Earnest et al., 2005; Hopker et al., 2010; Hopkins et al., 1999; Jones & Passfield, 1998; Paton & Hopkins, 2001; Reiser et al., 2000; Wainwright, Cooke, O'Hara et al., 2017). Por lo tanto, para que un cicloergómetro o potenciómetro sea considerado útil en un entorno de investigación, debe tener cualidades de medición similares. Diferentes investigadores han probado la validez de otros ergómetros móviles tales como los Tacx Fortius (Peiffer & Losco, 2011), KICKR Power Trainer (Zadow et al., 2017, 2016), LeMond Revolution (Novak et al., 2015), y Elite Axiom Powertrain (Bertucci, Duc, Villerius, & Grappe, 2005), así como otros potenciómetros portátiles, incluyendo PowerTap Hub (Bertucci, Duc, Villerius, Pernin, et al., 2005; Bouillod et al., 2016; Gardner et al., 2004) y Garmin Vector (Bouillod et al., 2016; Nimmerichter et al., 2017; Novak & Dascombe, 2016). Cabe señalar que el SRM, como el medidor de potencia de referencia, también se ve afectado por un error de medición. Jones y Passfield (1998) encontraron una variabilidad extremadamente baja ( $\pm 0,3\%$  y  $\pm 1,0\%$  para dos unidades de 20 galgas extensiométricas, y  $\pm 1,8\%$  para modelos de 4 galgas extensiométricas), mientras que la precisión confirmada por el fabricante de estos dispositivos también es muy alta ( $\pm 0,5\%$  y  $\pm 2,5\%$ , para los de 20 y 4 galgas respectivamente). Además, la mayoría de estos estudios de validación han utilizado el modelo científico SRM con 20 galgas extensiométricas (Bertucci et al., 2011; Duc et al., 2007; Jones & Passfield, 1998), o bien el modelo profesional SRM

(potenciómetro de 4 galgas) (Gardner et al., 2004; Hurst & Atkins, 2006), como los dispositivos considerados “Gold Standard”.

A pesar de que existen pequeñas, pero significativas diferencias entre los valores promedios de potencia obtenidos por los pedales Powertap P1 y los del SRM científico, existen relaciones altamente significativas, casi perfectas ( $\rho \geq 0,987$ ;  $p < 0,001$ ), desde 100 W hasta 350 W, en posición sentada de pedaleo, a cadencias bajas, medias y altas. La concordancia previa se reduce para el pedaleo con cadencias libremente elegidas por los ciclistas ( $\rho = 0,927$ ;  $p < 0,001$ ).

También es importante señalar que en este estudio se encontró un sesgo y una desviación estándar muy reducidos entre los datos de potencia (de  $-2,4 \pm 4,8$  W a  $-9,0 \pm 5,3$  W), así como entre las cadencias del SRM comparado con los valores de los pedales PowerTap P1, tanto para las posiciones de pedaleo de pie, como para las de pedaleo sentado, a pesar de que se sabe que pedalear de pie causa balanceos laterales y afecta a la biomecánica del pedaleo (Stone & Hull, 1993). Estos resultados son consistentes pero progresivos. Cuando fueron valorados en laboratorios y se compararon con los platos y bielas SRM, se informaron sesgos y DE similares, así como valores en el 95% del límite de acuerdo, para otros medidores de potencia portátiles, tales como Garmin Vector (Bouillod et al., 2016; Nimmerichter et al., 2017) ( $0,6 \pm 6,2$  W, 11,6 a 2,7 W;  $-11,6$  a  $12,7$  W,  $-3,7$  a  $9,5$  W), PowerTap Hub (Bertucci, Duc, Villerius, Pernin, et al., 2005) ( $2,9 \pm 3,3$  W;  $-3,7$  a  $9,5$  W) y los pedales de potencia Look Keo (Sparks et al., 2015) ( $4,6 \pm 0,4$  W;  $-15,9$  a  $13,9$  W). Bouillod et al. (2016) encontraron un mayor promedio y desviación standard cuando compararon las bielas SRM con el potenciómetro Stages ( $-13,7 \pm 12,4$  W,  $-37,9$  W a  $10,6$  W).

Paton y Hopkins (2001) sugirieron que, en atletas de élite, se requiere una magnitud inferior al 2% para detectar cambios en el rendimiento de una intervención ergogénica o de entrenamiento. Además, Hopkins (2000) sugirió que un intervalo de confianza del 84% es un umbral más razonable que el

intervalo tradicional del 95%, cuando se intenta detectar cambios en el rendimiento deportivo. En base a una carga de trabajo de 350 W, se necesitarían cambios de  $\geq 2\%$  (7,0 W) y  $\geq 1\%$  (3,5 W), para estar seguros (al 84%) de que un ciclista entrenado ha cambiado su potencia debido a una intervención del entrenamiento. Cuando se compara con el SRM, el error medio de los pedales PowerTap P1 muestra que, en los datos presentes, este se encuentra dentro de este rango. Basándonos en la evaluación del estudio actual de los PP1, un error promedio de  $\sim 2\%$  en comparación con el SRM sería aceptable con la finalidad de identificar talentos. Estos resultados sugieren que el medidor de potencia PP1 es lo suficientemente preciso como para rastrear los cambios en el rendimiento a lo largo del tiempo, y por lo tanto, podría servir como una herramienta de entrenamiento aceptable. Con respecto a la reproducibilidad (Tabla 9), cuando comparamos los PowerTap P1 con otros medidores de potencia móviles de estudios previos, los CV promedio son similares a estos hallazgos. Bertucci, Duc, Villerius, Pernin, et al. (2005) informaron de un CV del 1,7 a 2,7% para PowerTap Hub y del 1,2 a 2,0% para los platos y bielas SRM, analizados en un rango de intensidades de 100 W a 420 W. Los CV promedio publicados en ensayos de laboratorio y campo por Nimmerichter et al. (2017), fueron 0,95 frente a 1,00% y 2,82 frente a 3,05%, para el SRM y un dispositivo Garmin, respectivamente. Estos resultados significan que el CV para el SRM y los PP1 en el estudio actual, concuerdan con los datos de reproducibilidad de estudios previos.

La técnica de pedaleo (e.g., talonamiento, ángulo de entrada, pistón frente a pedaleo redondo, etc.), así como el tipo de ergómetro, pueden afectar a la eficiencia en ciclismo (Arkesteijn et al., 2013). En nuestra opinión, la inclusión de los ciclistas como sujetos agrega más validez para el uso real de los pedales. Desde este punto de vista, los resultados de reproducibilidad de la investigación actual, confirman que esta variabilidad biológica no afecta a la validez de los datos de potencia, ni a los de cadencia, de este potenciómetro. Además, los

pedales y los ciclistas fueron testados con tres cadencias diferentes y representativas, con el fin de analizar si la frecuencia de ciclo afecta a la reproducibilidad de la potencia. Asimismo, el número de participantes y su nivel de condición física (i.e., ciclistas bien entrenados), son consistentes con otros estudios de investigación publicados que evaluaron la reproducibilidad y validez de cicloergómetros (Lillo-Bevia & Pallarés, 2017; Passfield & Doust, 2000; Wainwright, Cooke, O'Hara, et al., 2017).

Es importante tener en cuenta que los pedales PP1 tienen algunas limitaciones en su uso, a pesar de las ventajas prácticas que ofrecen. Como los medidores de potencia SRM se verifican en cuanto a su validez y reproducibilidad, frente a unos datos conocidos en un sistema de calibración dinámica, los pedales PowerTap P1 no pueden ser verificados fácilmente con este método debido a la dificultad de aplicar a los mismos una fuerza dinámica conocida. La aplicación del torque en las bielas no causará ninguna deformación dentro de los ejes de los pedales. Por otro lado, tampoco es posible realizar una calibración estática debido a que los pedales PowerTap P1 no transmitirán ningún dato a un dispositivo de grabación si no hay activa una lectura de cadencia (Bini & Hume, 2014). Como se indicó anteriormente, el mejor método que en la actualidad permite la evaluación de la variabilidad de los pedales PP1, es la comparación con un modelo científico SRM, el cual ha demostrado reiteradas veces ser preciso y reproducible (Jones & Passfield, 1998; Martin et al., 1998; Passfield & Doust, 2000). Además, la pendiente de la curva de potencia no se puede ajustar, lo que significa que los PowerTap P1 siempre estarán limitados por la calibración realizada en la fábrica.

## 4.3. Estudio III

### 4.3.1. Metodología

#### Muestra

Doce ciclistas y triatletas varones bien entrenados, con más de 5 años de experiencia en el entrenamiento de resistencia, participaron voluntariamente en este estudio (edad  $35,5 \pm 9,7$  años, masa corporal  $71,3 \pm 8,0$  kg, porcentaje de grasa corporal  $8,4 \pm 0,9$  %, estatura  $175,8 \pm 6,6$  cm y  $VO_{2max}$   $59,4 \pm 4,0$  ml·kg<sup>-1</sup>·min<sup>-1</sup>). Todos ellos fueron seleccionados en clubes locales de ciclismo y triatlón. No informaron de limitaciones físicas ni musculoesqueléticas que pudieran afectar al entrenamiento. Todos los participantes completaron un examen médico completo previo (incluyendo ECG), en el que se constató que todos tenían un buen estado de salud. Este estudio se llevó a cabo entre los meses de noviembre de 2016 a mayo de 2018. Todos los procedimientos se desarrollaron de acuerdo con las especificaciones de experimentación con humanos recogidos en la declaración de Helsinki, habiendo obtenido previamente la aprobación de la Comisión de Bioética de la Universidad de Murcia. Igualmente, se obtuvo un consentimiento informado de cada uno de los sujetos con carácter previo a su participación en el estudio, siendo informados anteriormente del propósito del estudio, de las posibles incomodidades, efectos secundarios y de los potenciales beneficios.

## Diseño del estudio

Previo a la fase experimental, todos los participantes realizaron una prueba de ejercicio incremental máximo en cicloergómetro (incluyendo ECG) ( $IMA_{pre}$ ), con los siguientes objetivos:

- a) Descartar cualquier anomalía del sistema cardiorrespiratorio o patología de los participantes.
- b) Minimizar el sesgo de aprendizaje en los valores de reproducibilidad (i.e., familiarización).
- c) Excluir participantes con un  $VO_{2max}$  inferior a  $55,0 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ .

Una vez concluido este  $IMA_{PRE}$ , los participantes descansaron 48 horas para asegurar una adecuada recuperación. A partir de ese momento, cada sujeto realizó entre 12 y 13 visitas al laboratorio dentro de un periodo de 4 o 5 semanas, desarrollando únicamente un test cada día separados por al menos 48 o 72 horas de recuperación. En la primera sesión, los ciclistas realizaron un test Wingate de 30 segundos. Posteriormente, todos los participantes llevaron a cabo un IMA con registros de calorimetría indirecta, con el fin de determinar la potencia (W) asociada al  $VO_{2max}$  (Potencia Aeróbica Máxima; PAM), así como los umbrales ventilatorios ( $VT_1$  y  $VT_2$ ). Tras estas valoraciones y de forma aleatoria, los sujetos desarrollaron dos pruebas de tiempo límite hasta la extenuación (TLIM), a la potencia asociada a cada uno de estos hitos fisiológicos: Capacidad Anaeróbica Láctica ( $WAnT_{mean}$ ), PAM y  $VT_2$ . Finalmente, los participantes visitaron el laboratorio en 2 o 3 ocasiones adicionales con el fin de determinar la carga asociada al Máximo Estado Estable de Lactato (MLSS). Una vez localizado la carga asociada a este cuarto hito fisiológico, todos los participantes llevaron a cabo dos TLIM a esta intensidad (Figura 13). Con excepción del test Wingate, los sujetos desarrollaron los tests en sus respectivas bicicletas, las cuales fueron fijadas en un rodillo con freno electromagnético Cycleops Hammer (CycleOps, Madison,

USA), (Lillo-Bevia & Pallarés, 2017), usando el modo hiperbólico donde la carga se mantiene estable para los sujetos, con independencia de la cadencia de pedaleo.

Durante cada test, la potencia (W) y la cadencia ( $\text{rev}\cdot\text{min}^{-1}$ ) del rodillo fueron transmitidas a un ordenador de ciclismo portátil Garmin 1000 (Garmin International Inc., Olathe, KS, USA), instalado en el manillar, grabando a una frecuencia de 1Hz. Todos los tests se realizaron en la misma franja horaria ( $\pm 3\text{h}$ ) con el fin de controlar los efectos del ritmo circadiano (Mora-Rodriguez et al., 2015; Pallarés et al., 2015), bajo similares condiciones ambientales ( $22,0 \pm 2,2^\circ\text{C}$  y  $44,8 \pm 8,9\%$  de humedad relativa). En todos los tests se activó un ventilador posicionado a 1,5 metros del participante, con una velocidad de  $2,55 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  (Morán-Navarro et al., 2018).

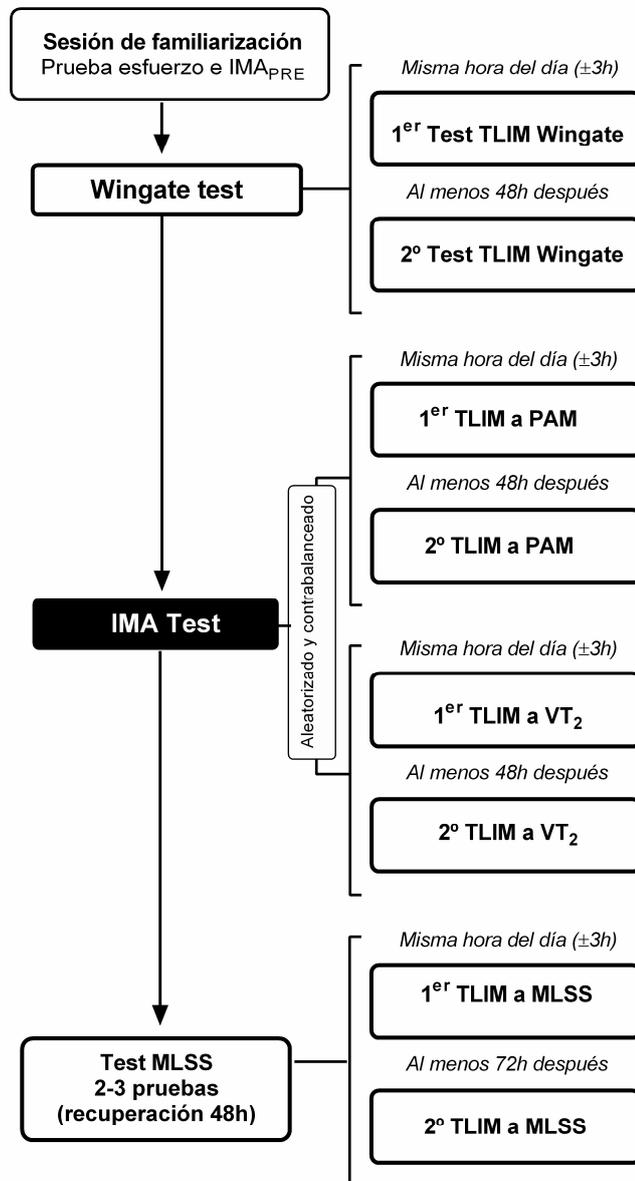


Figura 13. Diseño del estudio de tiempos hasta la extenuación

Con el objetivo de mantener el estado de forma de estos participantes durante la duración del estudio, todos ellos realizaron un programa de entrenamiento paralelo consistente en sesiones de ciclismo de 90 minutos cada 48 horas, a una intensidad equivalente al  $\text{VT}_1$  individual, intercalado con esfuerzos

de 5 a 7 minutos de duración cada 20 minutos, al 90-95% de las respectivos  $VT_2$ . Se respetó durante toda la fase experimental una recuperación de 24 horas de descanso completo antes de cada valoración del estudio. No se realizó ningún tipo de entrenamiento de fuerza o ante cargas externas durante las 48 horas previas a cada test, con excepción del entrenamiento programado de mantenimiento en pedaleo. A todos los participantes se les requirió que mantuvieran sus hábitos de alimentación estables, siguiendo un tipo de dieta rica en carbohidratos (CCHH) durante los días previos a cada test, alcanzando al menos  $10 \text{ gr}\cdot\text{kg}^{-1}$  de CCHH durante las 24 horas previas (Bussau, Fairchild, Rao, Steele, & Fournier, 2002). La última ingesta se realizó 3 horas antes del inicio de cada sesión. Finalmente, se prohibió cualquier sustancia estimulante (cafeína, teína, etc.), que pudiese tener influencia en los resultados las 24 horas previas a la realización de cada prueba.

## Protocolos

### *Test Wingate*

El test Wingate (Baror, 1987), se llevó a cabo en un cicloergómetro con freno mecánico (Monark©), que es dependiente de la cadencia del participante (modo lineal), adaptado con pedales automáticos y un plato con potenciómetro (Professional, SRM, Jülich, Germany). El propio fabricante calibró este sensor antes del inicio de la fase experimental y el investigador aplicó el "zero-offset" justamente antes del comienzo de cada test, de acuerdo con las recomendaciones del fabricante. La posición del sillín y del manillar del cicloergómetro se ajustó a las medidas propias de la bicicleta de cada participante. Los sujetos calentaron durante 5 minutos a una intensidad seleccionada de forma individual y al tercer minuto realizaron dos esprints de

familiarización de 5 segundos, intercalados por 30 segundos de pedaleo suave. La prueba comenzó desde la posición de parado, con la biela de la pierna dominante adelantada en posición paralela al suelo. Tras una cuenta atrás, los sujetos realizaron un esfuerzo máximo sin distribución del esfuerzo, de 30 segundos de duración, ante una resistencia fija del 7,5% de sus respectivas masas corporales (Zupan et al., 2009). Se requirió a los sujetos que se mantuviesen sentados durante el test y se les animó verbalmente a lo largo de toda la prueba para que realizasen un esfuerzo máximo. Se consideró la potencia pico alcanzada ( $WAnT_{peak}$ ) como la potencia anaeróbica aláctica, mientras que la potencia promedio obtenida durante los 30 segundos de duración del test ( $WAnT_{mean}$ ) fue considerada como la carga equivalente a la capacidad anaeróbica láctica (Green, 1995).

#### *Tests de ejercicio incremental máximo (IMA)*

Tras un calentamiento estandarizado de 5 minutos a 50 W, todos los participantes desarrollaron un protocolo en rampa con incrementos de 25  $W \cdot \text{min}^{-1}$  hasta la extenuación y con cadencia libre, de acuerdo con una modificación de protocolos previamente descritos (Bentley et al., 2007; Julio et al., 2017; Lucía et al., 2000). La configuración de este test (i.e., carga inicial e incrementos), permite a estos ciclistas finalizar la prueba entre 12 y 14 minutos una vez concluido el calentamiento. Estos protocolos se han mostrado efectivos para localizar la transición aeróbica-anaeróbica ( $VT_1$  y  $VT_2$ ), pero también el verdadero  $VO_{2max}$  del participante (Cerezuela-Espejo et al., 2018; Pallares et al., 2016). Durante este protocolo se registró respiración a respiración el consumo de oxígeno ( $VO_2$ ), la producción de dióxido de carbono ( $VCO_2$ ) y la ventilación (VE) mediante un sistema de calorimetría indirecta (Cortex Metalyzer 3B, Leipzig, Germany), el cual fue calibrado inmediatamente antes de cada prueba. Treinta minutos antes del inicio de cada test, los participantes ingirieron entre 200 y 250

ml de agua para asegurar un nivel de hidratación adecuado (1020 usg) (Fernandez-Elias et al., 2014). La frecuencia cardiaca fue monitorizada continuamente (Polar Bluetooth H7, Finland) y al principio de cada test se obtuvieron del lóbulo de la oreja muestras de sangre capilar para el análisis del lactato (valores basales), así como tres minutos después de finalizar cada prueba (Lactate Pro2, Arkray, Japan) (Bonaventura et al., 2015). Cada participante indicó su percepción subjetiva de esfuerzo al finalizar cada escalón usando una escala de Borg 6–20, donde “6” se define como un esfuerzo “muy, muy ligero” y “20” un esfuerzo “máximo y extenuante” (Borg, 1982).

La Potencia Aeróbica Máxima (PAM) se definió como la potencia mínima que propició el consumo máximo de oxígeno ( $VO_{2max}$ ). Al menos dos de los siguientes criterios fueron necesarios para considerar que se había alcanzado el  $VO_{2max}$  (Pérez Ruiz, 2006):

i) Meseta en los valores de  $VO_2$  (i.e., un incremento en los valores de  $VO_2$  entre dos o más escalones consecutivos de menos de  $1,5 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$  (Munoz, Seiler, Alcocer, Carr, & Esteve-Lanao, 2015).

ii) Un valor en la tasa de intercambio respiratorio  $\geq 1,10$ .

iii) Alcanzar un frecuencia cardiaca máxima ( $FC_{max}$ ) superior al 95% del máximo previsto para la edad del deportista (Whaley, Kaminsky, Dwyer, Getchell, & Norton, 1992).

iv) Alcanzar una concentración de lactato en sangre capilar a los tres minutos de concluir el test superior a los  $8 \text{ mmol}\cdot\text{L}^{-1}$ .

Se determinó el Primer Umbral Ventilatorio ( $VT_1$ ) usando el criterio de un incremento simultáneo en el equivalente ventilatorio de oxígeno ( $VE/VO_2$ ) y en la presión parcial del oxígeno ( $P_{et}O_2$ ), sin incremento concurrente en el equivalente ventilatorio del dióxido de carbono ( $VE/VCO_2$ ) (Figura 5). Por su parte,

el segundo umbral ventilatorio ( $VT_2$ ) se determinó usando el criterio de un incremento simultáneo del  $VE/VO_2$  y del  $VE/VCO_2$  y un descenso en la presión parcial del dióxido de carbono ( $P_{et}CO_2$ ) (Figura 6). Dos observadores independientes y con experiencia detectaron el  $VO_{2max}$ ,  $VT_1$  y  $VT_2$ . En el caso de existir algún desacuerdo, se consideró la opinión de un tercer observador.

### *Test de Máximo Estado Estable de Lactato*

Pasadas 48 horas de recuperación tras el último test, todos los participantes llevaron a cabo entre 2 y 3 esfuerzos de pedaleo a carga constante de 30 minutos de duración para identificar la carga más alta (en W) que provoca un incremento de menos de  $1 \text{ mmol}\cdot\text{L}^{-1}$  entre los minutos 10 y 30 de ejercicio. Para el primer intento se seleccionó la carga que producía el 70% de la PAM individual, obtenida en el promedio de los dos IMA precedentes (de Oliveira Cruz et al., 2015; Lillo-Bevia, Moran-Navarro, Martínez-Cava, Cerezuela, & Pallares, 2018). Dependiendo del resultado del primer test, la carga del segundo y posteriores intentos fue incrementándose o disminuyéndose en  $0,2 \text{ W Kg}^{-1}$  ( $\sim 15\text{W}$ ), hasta que el criterio fuese alcanzado (Beneke, 2003). Se respetaron 48 horas de recuperación entre cada intento y el MLSS fue identificado como la intensidad intermedia de las dos cargas más próximas al criterio (i.e., interpolación) (Lillo-Bevia et al., 2018) (Figura 4).

### *Tests Tiempo Límite hasta la Extenuación (TLIM)*

Con al menos 48 horas de recuperación tras la realización del segundo IMA, todos los sujetos fueron sometidos aleatoriamente a dos test (test – retest) de tiempo hasta la extenuación (TLIM), para cada uno de los cuatro hitos fisiológicos detectados en los test previos (MLSS,  $VT_2$ ,  $VO_{2max}$  y  $WAnT_{mean}$ ). Para todos los protocolos, el calentamiento consistió en pedaleo con dos cargas de 5

minutos, al 80% y al 90% del  $VT_1$  individual. A continuación, el rodillo Hammer estableció la carga (W) asociada al hito fisiológico asignado en cada sesión de valoración, y se cronometró la duración de cada individuo ante dicha carga. La cadencia de pedaleo durante los test fue libre (Denadai, Ruas, & Figueira, 2006) y conocida por el participante a través de un display accesible. Sin embargo, los ciclistas no tuvieron acceso en ningún momento antes, durante o después del test, a la información del tiempo transcurrido, ni a la frecuencia cardiaca monitorizada mediante un sensor de FC (Polar Bluetooth H7, Finland). El test se daba por concluido cuando el participante no era capaz de mantener una cadencia superior a  $60 \text{ rev}\cdot\text{min}^{-1}$ . Al finalizar cada test, los sujetos realizaron una vuelta a la calma de 5 minutos a 75 W.

Con el fin de asegurar un adecuado estado de recuperación y rellenado de los depósitos de glucógeno (Alghannam, Gonzalez, & Betts, 2018), los TLIM a intensidad de MLSS fueron separados por al menos 72 horas, mientras que el resto de los test TLIM tuvieron una separación de al menos 48 horas. Se registraron para su posterior análisis los valores de PSE, [Lact] y cadencia, cada 5 minutos durante el TLIM a  $VT_2$ , y cada 10 minutos en el TLIM a MLSS. Adicionalmente, para el TLIM a MLSS, desde el vigésimo minuto en adelante, los participantes ingirieron  $\sim 125 \text{ ml}$  de agua cada 10 minutos con el fin de amortiguar, al menos en parte, posibles deshidrataciones (González-Alonso, Mora-Rodríguez, Below, & Coyle, 1997). A los 3 minutos tras finalizar cada TLIM (MLSS,  $VT_2$ , PAM y  $WAnT_{\text{mean}}$ ) se tomaron valores de [Lact].

## Composición corporal

En el primer día del test y en condiciones de ayuno (al menos 7 h), se tomó una línea base de la altura, masa corporal y sumatorio de ocho pliegues cutáneos (bíceps, tríceps, subescapular, supraespinal, suprailíaco, abdominal, muslo frontal

y pierna medial), seis perímetros (brazo relajado y en tensión, glúteo, cintura, pantorrilla y muslo medio) y finalmente tres diámetros (biepicondíleo del húmero, biepicondíleo del fémur y muñeca). Todas las mediciones se realizaron de acuerdo con las directrices de la International Society for the Advancement of Kineanthropometry (ISAK) (Stewart & Marfell-Jones, 2011). La talla se midió con una precisión de 0,1 cm durante una inhalación máxima y la masa corporal se estableció con una precisión de 0,1 kg empleando para ello una báscula calibrada (Seca 714, Hamburg, Germany). Los pliegues cutáneos se midieron con un plicómetro Harpenden (British Indicators, West Sussex, UK [precisión de 0,2 mm]). La masa grasa total en valor absoluto y relativo fue calculada para cada atleta siguiendo los procedimientos de Carter, Ross, Aubry, Hebbelink, y Borms (1982).

## Análisis estadístico

Se usaron métodos estadísticos estándar para el cálculo de los promedios, desviaciones estándar (SD), e intervalos de confianza al 95%. Se estableció la normalidad en la distribución de los datos, así como la homogeneidad de las varianzas usando un test Shapiro-Wilk y un test de Levene, respectivamente. Algunos datos mostraron una distribución anormal por lo que se realizó una transformación logarítmica de los mismos para asegurar una distribución normal. Se usó el Coeficiente de Correlación de Pearson con el fin de establecer las relaciones entre las variables medidas. Además, y con el fin de determinar la variabilidad inter-sujeto de los tests TLIM en los diferentes hitos fisiológicos, se analizaron el EEM y CV con el intervalo de confianza al 95% (CI).

Para el análisis de la reproducibilidad intra-sujeto de los test TLIM se usó el Coeficiente de Correlación Intraclase (CCI) de dos factores con efectos mixtos y un análisis Bland-Altman con el fin de determinar el sesgo (Bland & Altman, 1999). Por otro lado, el CV se verificó con un intervalo de confianza del 95% (IC).

Finalmente, las comparaciones entre variables de los TLIM se realizaron usando una prueba t de Student. El tamaño de las correlaciones se evaluó con los siguientes criterios:  $r < 0,7$  bajo;  $> 0,7$  a  $r < 0,9$  moderado y  $r > 0,9$  fuerte (Vincent, 2005). Los análisis se realizaron usando el software comercial GraphPad Prism 6.0 (GraphPad Software, Inc., CA, USA) e (IBM SPSS versión 21.0, SPSS Inc., Chicago, IL). La significación se estableció en un nivel  $\alpha \leq 0,05$ .

### 4.3.2. Resultados

Los valores promedio de los TLIM alcanzados durante los tests fueron  $00:28 \pm 00:07$  mm:ss,  $03:27 \pm 00:40$  mm:ss,  $11:03 \pm 04:45$  mm:ss y  $76:35 \pm 12:27$  mm:ss a las intensidades  $WAnT_{mean}$ , PAM,  $VT_2$  y MLSS, respectivamente. La figura 14 representa gráficamente los tiempos límite completados por los 12 participantes en cada uno de los hitos fisiológicos estudiados en relación con la intensidad relativa a la PAM individual.

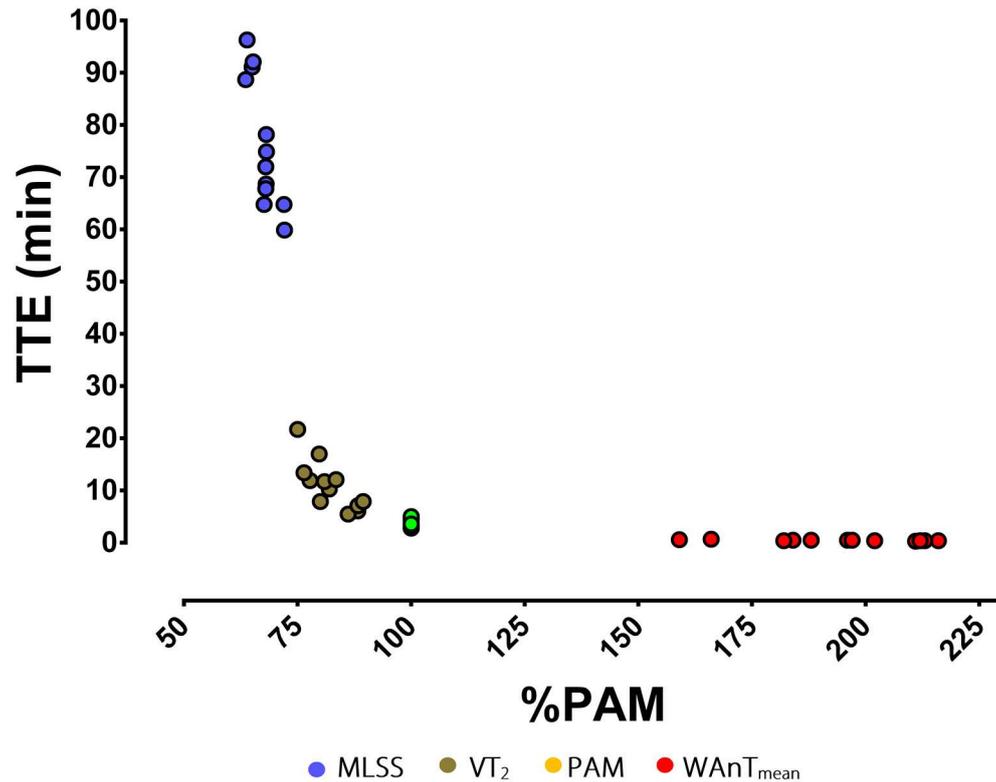


Figura 14. Perfil de potencia de los tiempos hasta la extenuación de la vía aeróbica y anaeróbica de todos los sujetos.

### Reproducibilidad inter-sujeto

La reproducibilidad inter-sujeto de los TLIM a las diferentes intensidades (MLSS, VT<sub>2</sub>, PAM o WAnT<sub>mean</sub>) revelaron altos CV (con valores desde 16,3 hasta 43,1%; Tabla 10).

### Reproducibilidad intra-sujeto

Como se puede observar en la tabla 10, los valores de correlación intraclase para los TLIM de las diferentes intensidades se pueden considerar altos o muy altos (rango de 0,766 a 0,946). Por su parte, los CV fueron inferiores para los TLIM a intensidad de MLSS (CV = 5,4 %), incrementándose a medida que la intensidad relativa aumentaba (CV = 6,9 – 7,6 %). Finalmente, el análisis Bland-Altman de los TLIM mostró también bajos o muy bajos valores de sesgo para el

test-retest de los cuatro hitos fisiológicos (MLSS = 04:14 mm:ss;  $VT_2$  = -00:20 mm:ss; PAM = 00:00 mm:ss;  $WAnT_{mean}$  = 00:02 mm:ss; (Tabla 10 y Figura 15).

En lo que respecta a los valores de [Lact] y FC final de cada uno de los TLIM, el análisis Bland-Altman reveló sesgos bajos intra-sujeto en ambas variables (Tabla 10 y figuras 16 y 17).

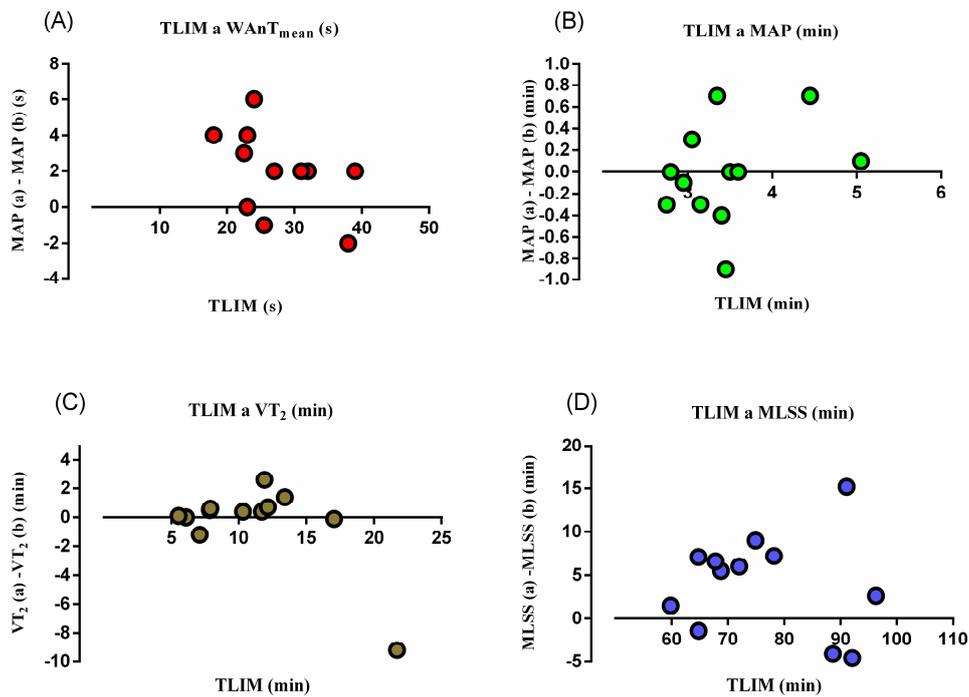


Figura 15. Representación Bland Altman de las diferencias de los tiempos hasta la extenuación en los tests-retest (Intra-sujeto) a (A)  $WAnT_{mean}$ , (B) PAM, (C)  $VT_2$  y (D) MLSS.

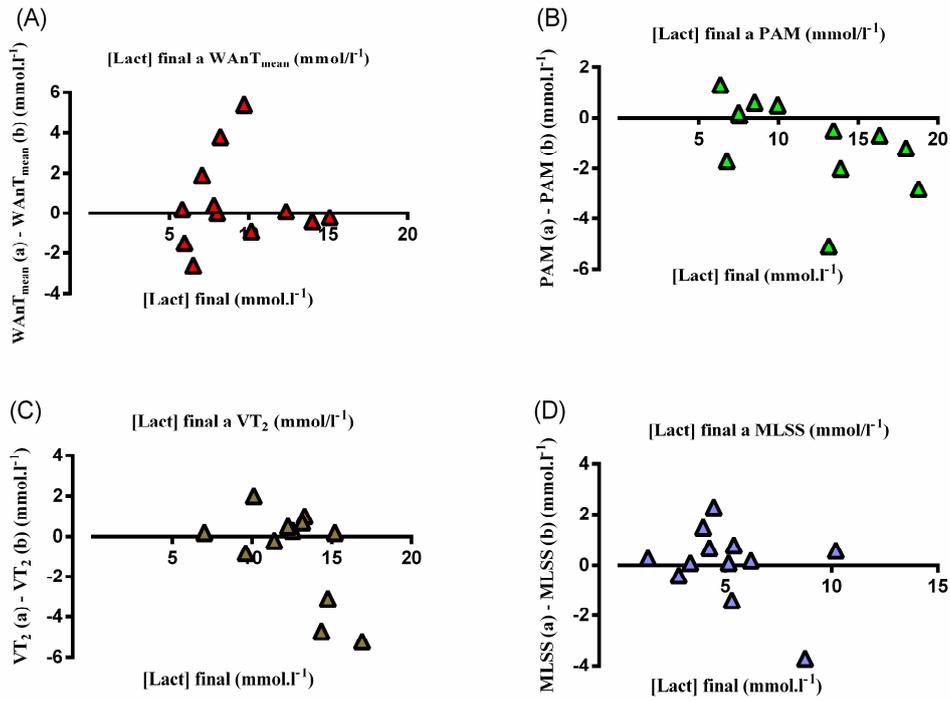


Figure 16. Representación Bland Altman de las diferencias de los valores de [Lact] final en los tests-retests (intra-sujeto) a (A) WAnT<sub>mean</sub>, (B) PAM, (C) VT<sub>2</sub> y (D) MLSS.

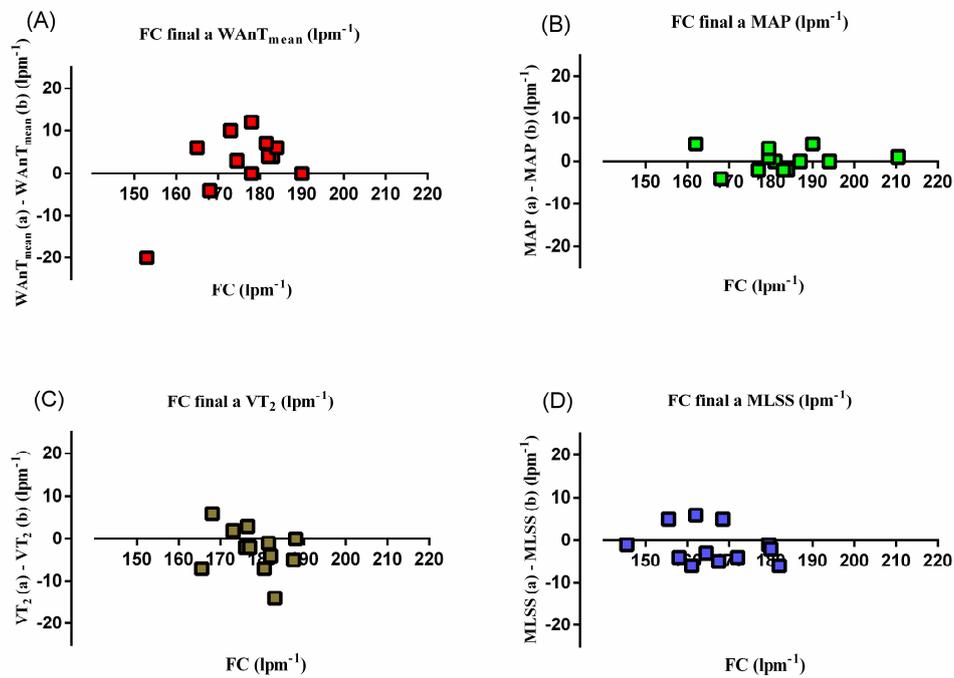


Figura 17. Representación Bland Altman de las diferencias en la frecuencia cardiaca final de los diferentes tests-retest (intra-sujeto) hasta la extenuación a (A) WAnT<sub>mean</sub>, (B) PAM, (C) VT<sub>2</sub> y (D) MLSS.

Tabla 10. Reproducibilidad intra e inter sujeto. CCI, EEM, CV y resultados del Bland-Altman para cada intensidad.

	Test 1 and 2 (Promedio±DE)	Promedio±DE (mm:ss)	CCI	EEM	Varianza intra- sujeto (CV%)	Varianza inter- sujeto (CV%)	Bland-Altman (95% LoA) (mm:ss)
<b>WANT<sub>mean</sub></b> 707,8 ± 68,5 W (193,8 % PAM)	TLIM (min)	00:27 ± 00:07 00:29 ± 00:06	0,946	00:02	7,6%	23,2%	00:02 (-00:02 a 00:06)
	[Lact] mmol·l <sup>-1</sup>	9,0 ± 3,3 9,5 ± 3,3	0,794	0,9	13,9%	33,9%	0,5 (-3,8 a 4,9)
	Final HR (lpm <sup>-1</sup> )	175 ± 8 177 ± 13	0,808	2,9	3,2%	5,7%	2,3 (-13,9 a 18,6)
<b>PAM</b> 365,2 ± 19,6 W	TLIM (min)	03:27 ± 00:38 03:27 ± 00:46	0,766	11,5	6,9	19,3	00:00 (-00:55 a 00:54)
	[Lact] mmol·l <sup>-1</sup>	11,4 ± 6,5 10,5 ± 5,5	0,934	1,7	4,9%	54,3%	-1,0 (-4,4 a 2,6)
	Final HR (lpm <sup>-1</sup> )	183 ± 12 183 ± 13	0,979	3,6	1,0%	6,7%	0,3 (-4,7 a 5,2)
<b>VT<sub>2</sub></b> 300,5 ± 24,2 W (82,3 % PAM)	TLIM (min)	11:13 ± 05:44 10:53 ± 04:03	0,932	82,4	7,0%	43,1%	-00:20 (-06:03 a 05:24)
	[Lact] mmol·l <sup>-1</sup>	12,9 ± 3,9 12,2 ± 2,3	0,830	0,8	8,1%	21,7%	-0,8 (-5,3 a 3,8)
	Final HR (lpm <sup>-1</sup> )	180 ± 8 177 ± 7	0,756	2,0	1,9%	3,9%	-2,6 (-13,0 a 7,9)
<b>MLSS</b> 246,4 ± 16,1 W (67,5 % PAM)	TLIM (min)	74:29 ± 13:02 78:42 ± 12:31	0,919	215,9	5,4%	16,3%	04:14 (-07:00 a 15:27)
	[Lact] mmol·l <sup>-1</sup>	5,1 ± 2,8 5,1 ± 2,3	0,893	0,7	14,2%	47,9%	0,1 (-2,9 a 3,0)
	Final HR (lpm <sup>-1</sup> )	167 ± 12 166 ± 11	0,932	3,2	1,7%	6,6%	1,3 (-9,9 a 7,2)

*WANT<sub>mean</sub>* = Carga promedio del test Wingate, *PAM* = Potencia Aeróbica Máxima, *VT<sub>2</sub>* = Segundo Umbral Ventilatorio, *MLSS* = Máximo Estado Estable de Lactato, *TLIM* (min) = Tiempo hasta la extenuación; *DE* = Desviación estándar; *CCI* = Coeficiente de correlación intraclase; *EEM* = Error estándar de la media, *CV* = Coeficiente de variación; *FC* = Frecuencia Cardiaca; *[Lact]* = Concentración de lactato en sangre capilar; \* = Valores tras tres min [Lact]; # = Valor final de lactato.

## Correlaciones

Tras un análisis de relaciones entre todas las variables estudiadas, se han detectado fuertes correlaciones entre algunas de ellas que permiten establecer ciertas estimaciones y predicciones relevantes para la práctica del entrenamiento y competición. Concretamente, se ha registrado una estrecha relación inversa entre TLIM a MLSS y el %PAM ( $r = -0,893$ ;  $p < 0,01$ ; Figura 18A). Igualmente, se ha registrado una estrecha relación inversa entre TLIM a  $VT_2$  y el %PAM ( $r = -0,815$ ;  $p < 0,01$ ; Figura 18B). Además, la posición del MLSS respecto del  $VT_2$  (%MLSS/ $VT_2$ ) también presenta una estrecha relación con el TLIM a  $VT_2$  ( $r = 0,715$ ;  $p < 0,01$ ) (Figura 18C). Finalmente, el TLIM a intensidad  $WAnT_{mean}$ , muestra una relación estrecha ( $r = 0,848$ ;  $p < 0,01$ ) cuando se compara con su valor relativo a la PAM (%PAM/ $WAnT_{mean}$ ).

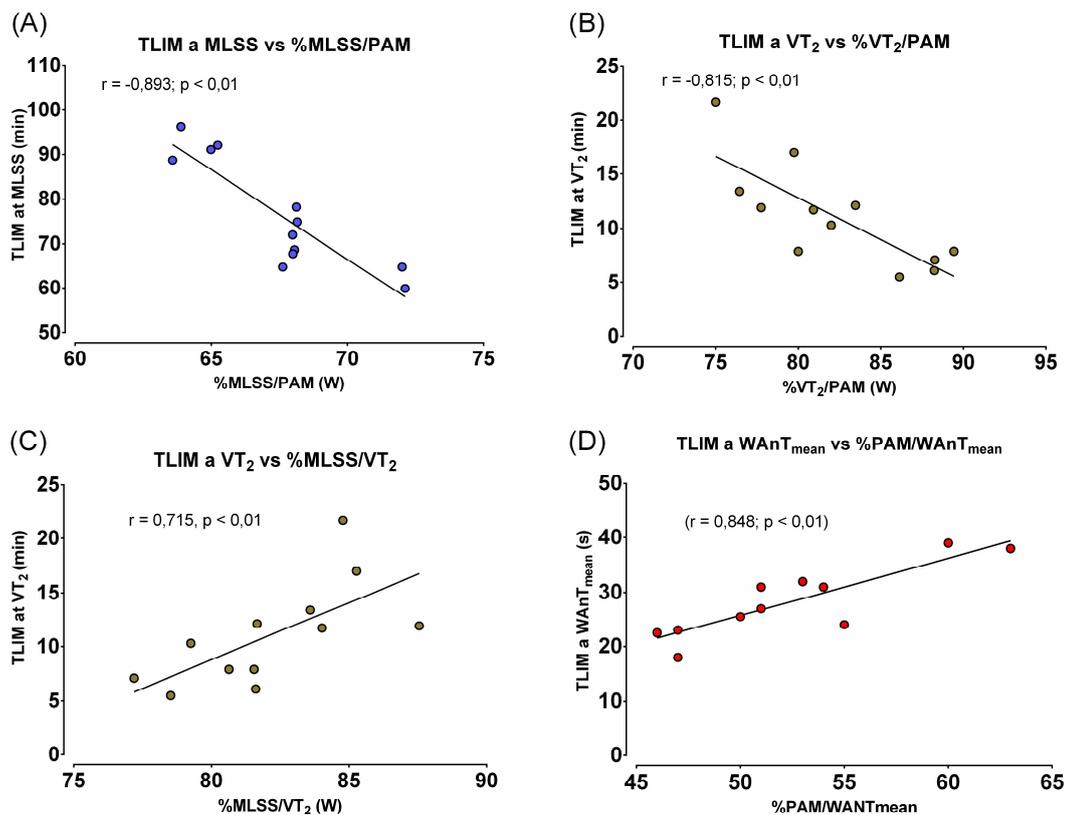


Figura 18. Coeficientes de correlación entre el TLIM a MLSS vs. el %MLSS/PAM (A), el TLIM a  $VT_2$  vs. el % $VT_2$ /PAM (B), el TLIM a  $VT_2$  vs. el %MLSS/ $VT_2$  (C), así como el TLIM a  $WAnT_{mean}$  y el %PAM/ $WAnT_{mean}$  (D).

### 4.3.3. Discusión

Este estudio fue diseñado para establecer por primera vez el tiempo hasta la extenuación que puede soportar un ciclista experimentado a intensidad constante sobre cada uno de los hitos fisiológicos que delimitan las rutas energéticas y sus factores limitantes de las vías aeróbica y anaeróbica. Además, este diseño experimental pretendía esclarecer las diferencias individuales que pueden existir en estos parámetros de rendimiento (inter-sujeto), así como la reproducibilidad absoluta o repetitividad (intra-sujeto) de este indicador de rendimiento.

Los principales resultados de la investigación indican que el TLIM a MLSS, es decir, a la intensidad de pedaleo más elevada en la que la disponibilidad de glucógeno es el principal factor limitante y no la acidosis periférica, puede prolongarse hasta los 76 minutos de promedio, con individuos que llegan a alcanzar 96 minutos y otros que no pueden superar los 60 minutos (CV = 16,3 %). Por su parte, el TLIM a  $VT_2$ , considerado como la primera intensidad de esfuerzo en la que el factor limitante pasa a ser la acidosis muscular sobrevenida por la saturación del sistema buffer del bicarbonato, se reduce hasta los 11 minutos de promedio, con un amplio rango de variabilidad inter-sujeto (valores que abarcan desde los 05:32 mm:ss, hasta los 21:42 mm:ss; CV = 43,1 %). Asimismo, los TLIM obtenidos a intensidad PAM, definida ésta como la primera intensidad a la que se requiere el máximo consumo de oxígeno ( $VO_{2max}$ ), muestran una variabilidad inter-sujeto moderada (CV = 19,3 %), siendo el valor promedio 03:27 mm:ss, pero con individuos que no alcanzan los 3 minutos (02:47 mm:ss) y otros que pueden llegar a sobrepasar los 5 minutos (05:03 mm:ss). Finalmente, los TLIM encontrados en este trabajo para la intensidad promedio de un test Wingate, considerado por parte de la literatura científica internacional un reflejo de la capacidad anaeróbica láctica y cuyos factores limitantes están relacionados,

tanto con la acidosis metabólica, como con la disponibilidad de sustratos energéticos de alta energía, fue de 28 segundos de promedio, registrándose de nuevo una alta variabilidad inter-sujeto, con valores mínimos de 23 segundos y máximos de 43 segundos ( $CV = 23,2 \%$ ). Desde un punto de vista práctico, la primera y quizás más importante conclusión que se obtienen de este proyecto para la programación del entrenamiento y competición en este tipo de ciclistas de medio o alto nivel, es que el TLIM disminuye radicalmente desde un promedio de 76:35 mm:ss a MLSS ( $246,4 \pm 16,1 \text{ W}$ ) a 11:03 mm:ss en el  $VT_2$  ( $300,5 \pm 24,2 \text{ W}$ ), y finalmente a 03:27 mm:ss a PAM ( $365,2 \pm 19,6 \text{ W}$ ), con incrementos sucesivos de apenas 50 W de carga.

### Tiempos límite a intensidad de MLSS.

Antes de llevar a cabo este proyecto, el TLIM a MLSS había sido medido (Baron et al., 2008; de Oliveira Cruz et al., 2015; Faude et al., 2017; Fontana et al., 2009; Grossl et al., 2012; Mendes et al., 2013) o estimado (Garcia et al., 2011; Mattioni Maturana et al., 2016; Souza et al., 2012; Wilke et al., 2014; Yaeger & Stavrianeas, 2008), en un número muy limitado de investigaciones. En el presente trabajo de investigación, el TLIM a MLSS, identificado siguiendo la metodología de referencia (Beneke, 2003), alcanzó los  $76:35 \pm 12:27 \text{ mm:ss}$  de promedio. Estos resultados son los más elevados de los escasos trabajos de investigación que midieron o estimaron el rendimiento de ciclistas sobre este hito fisiológico (menores a 66 minutos; Tabla 4). Igualmente, la variabilidad inter-sujeto de esta prueba se encuentra entre las más bajas ( $CV = 16,3 \%$ ) de las reportadas en la literatura hasta la fecha ( $CV$  de 7,2 a 34,6%) (Tabla 4).

Las diferencias entre los resultados obtenidos por todos estos trabajos precedentes y el nuestro pueden estar relacionadas con importantes diferencias

metodológicas y el control al que sometieron los investigadores a distintas variables que pueden considerarse contaminantes del resultado. En primer lugar, a los participantes de nuestro estudio, gracias a la mejora tecnológica de los nuevos rodillos de freno electromagnético (Lillo-Bevia & Pallarés, 2017), se les permitió pedalear a sus cadencias libremente escogidas, mientras la carga se mantuvo estable. Tratando de controlar la influencia en la carga que modificaciones sustanciales de la cadencia pudiesen producir en los cicloergómetros utilizados por alguno de los estudios precedentes de TLIM a MLSS (de Oliveira Cruz et al., 2015; Fontana et al., 2009; Grossl, de Lucas, et al., 2012; Mendes et al., 2013), los ciclistas participantes se vieron obligados a mantener una cadencia fija durante todo el protocolo que les permitiese a su vez, mantener la carga objetivo. En este sentido, distintos estudios han podido constatar que, dadas las características individuales de cada ciclista y requerimientos neuromusculares de cada intensidad, la cadencia libre en protocolos incrementales o a intensidad constante, permite optimizar la eficiencia de pedaleo (Brisswalter, Hausswirth, Smith, Vercruyssen, & Vallier, 2000; Hansen & Smith, 2009). Por ello, limitar la eficiencia de un ciclista en su pedaleo imponiendo una cadencia fija, va a tener un impacto notable en el rendimiento de este TLIM, puesto que para mantener una misma potencia va a requerir un mayor coste energético (1-2%), que producirá un vaciamiento de los depósitos de glucógeno en menor tiempo (Atkinson, Davison, Jeukendrup, & Passfield, 2003). Quizás este hecho pueda explicar, al menos en parte, los menores TLIM a esta intensidad del MLSS detectados por de Oliveira Cruz et al. (2015) ( $57:00 \pm 04:06$  mm:ss), Fontana et al. (2009) ( $37:42 \pm 08:54$  mm:ss), Grossl, et al. (2012) ( $54:42 \pm 10:54$  mm:ss), o Mendes et al. (2013) (entre 60:00 y 66:00 mm:ss).

Otra variable que ha podido afectar notablemente al resultado del TLIM a esta intensidad del MLSS en todos los estudios previos, fue el uso de cicloergómetros que no permitiesen reproducir la posición habitual que los

ciclistas adoptaban en sus respectivas bicicletas. Tal y como se ha descrito anteriormente (epígrafe 1.1.3), más allá de las evidentes bondades de presentan los cicloergómetros de laboratorio para la calidad de la medida (i.e., validez y fiabilidad), reproducir la posición habitual de los ciclistas en estos instrumentos es de suma dificultad. Aun permitiendo el ergómetro individualizar métricas principales como la altura sillín, distancias entre el eje de pedalier y el sillín o con el manillar, otras medidas que se han mostrado muy relevantes para la eficiencia del pedaleo, tales como el retroceso o el factor Q, seguirían siendo prácticamente imposibles de individualizar en los ergómetros de laboratorio (Peiffer & Losco, 2011). Muy probablemente, la geometría muscular, la comodidad, y la eficiencia del pedaleo, pudieron verse afectadas en la mayoría de los estudios llevados a cabo en ergometría de laboratorio (Disley & Li, 2014). Entre esos trabajos destaca por el nivel de sus participantes, el de Baron et al. (2008), quienes localizaron el MLSS en ciclistas muy entrenados ( $74,8 \pm 8,2 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ ) y posteriormente los sometieron a un único test o intento de TLIM a esa intensidad MLSS. En este estudio, pedaleando en un cicloergómetro Ergo-metrics 800, con escasa capacidad de individualización en su geometría, los resultados promedio del TLIM a MLSS fueron sustancialmente menores a los nuestros ( $55:00 \pm 08:30 \text{ mm:ss}$  vs.  $76:35 \pm 12:27 \text{ mm:ss}$ , respectivamente), incluso teniendo en cuenta que la intensidad relativa a la que en estos ciclistas de élite se localizó el MLSS fue mínimamente inferior a la intensidad promedio a la que se registró en nuestros participantes de medio y alto nivel (i.e.,  $71,3 \pm 5,2 \%$  vs.  $73,5 \pm 3,8 \%$ , respectivamente).

De igual forma, los estudios desarrollados con deportistas físicamente activos y realizados por Mendes et al. (2013) (grupo de entrenamiento con  $49,8 \pm 4,5 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$  y grupo de control con  $43,8 \pm 4,9 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ ), de Oliveira Cruz et al. (2015) ( $51 \pm 5 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ ), o Fontana et al. (2009), así como el desarrollado por Grossl, et al. (2012), con sujetos muy entrenados ( $59,9 \pm 9,6 \text{ ml}\cdot$

kg·min<sup>-1</sup>), fueron realizados en cicloergómetros de laboratorio, con cadencias establecidas de antemano y que debían permanecer prácticamente estables. En estos estudios se alcanzaron TLIM a MLSS igualmente inferiores al descrito en nuestro trabajo (rango de 37:42 a 66:00 mm:ss), aunque presentando una gran variabilidad en sus resultados. Tal y como ha sido señalado en párrafos previos, la combinación de cadencias poco realistas, el uso de cicloergómetros de laboratorio y el diferente nivel de entrenamiento de los sujetos, parece producir una disminución de los valores del TLIM esperables.

Únicamente, el estudio de Faude et al. (2017), desarrollado con una combinación de ciclistas y triatletas bien entrenados, junto a estudiantes no entrenados específicamente ( $57,1 \pm 10,7$  ml·kg<sup>-1</sup>·min<sup>-1</sup>), a pesar de realizarse igualmente en un cicloergómetro de laboratorio, fue realizado con cadencias libremente elegidas, las cuales disminuyeron progresivamente. De forma coincidente con los resultados anteriores, los TLIM fueron manifiestamente inferiores a los encontrados en el presente trabajo (50:48 y 48:12 mm:ss). De este modo, una vez más se evidencia la gran influencia que el uso combinado de cicloergómetros no totalmente personalizables, junto con la participación de sujetos con diferentes niveles de entrenamiento, parece tener sobre el resultado final de los TLIM.

Por último, y a diferencia de los estudios precedentes, la reposición de agua *ad libitum* que mantuvimos durante nuestra investigación en el TLIM a MLSS ha podido tener un impacto notable en el resultado. Distintos estudios precedentes han constatado que en pruebas de media y larga duración, a una intensidad ligeramente inferior al MLSS, la ingesta de agua regular sin ningún tipo de nutriente o sal, permitió amortiguar en parte la deriva cardiaca, el aumento de la temperatura central y también reducir el uso del glucógeno muscular (Fernández-Elías, Hamouti, Ortega, & Mora-Rodríguez, 2015; Fernández-Elías, Ortega, Nelson, & Mora-Rodríguez, 2015). En su conjunto, todos

estos mecanismos pueden también explicar que nuestros ciclistas prolongasen algunos minutos adicionales el esfuerzo sobre este hito fisiológico del MLSS, en comparación con la literatura existente hasta la fecha. Por otro lado, en ningún estudio precedente sobre TLIM a MLSS, ni tampoco en nuestro proyecto, se administró ningún tipo de sustancia líquida o sólida con carbohidratos, durante la prueba. Aunque nuestros ciclistas, y la mayoría de los participantes de las investigaciones previas que abordaron esta cuestión, llegaban al inicio de la prueba en recuperación y con una carga completa de los depósitos de glucógeno muscular y hepático, estudios clásicos llevados a cabo con ciclistas de medio y alto nivel demostraron ya en la década de los ochenta que la ingesta de bebidas deportivas con un alto componente calórico (e.g., 0,4 gr/kg de peso cada 20 minutos), permitía retrasar la depleción del glucógeno hepático, y prolongar el esfuerzo un 25% más de tiempo, en comparación con la ingesta de un placebo (Coggan & Coyle, 1987; Coyle et al., 1986; Coyle & Coggan, 1984). Aunque estos estudios se realizaron a intensidades relativas inferiores a las del MLSS, y por lo tanto, la duración de esas pruebas fue muy superior (3-4 h), es muy posible que si hubiésemos incluido una mínima ingesta de carbohidratos durante nuestro TLIM a MLSS (0,1-0,2 gr/kg), o simplemente un enjuague bucal con carbohidratos, también hubiésemos podido prolongar algunos minutos adicionales el estado estable de los participantes (Ferreira et al., 2018; Jeukendrup, 2014).

En lo que respecta a la variabilidad intra-sujeto en un TLIM desarrollado a la intensidad específica del MLSS, únicamente Faude et al. (2017) publicaron resultados. En promedio, estos autores registraron unos valores de TLIM a MLSS en un protocolo test-retest de 50:48  $\pm$  14:00 y 48:12  $\pm$  16:42 mm:ss, con una variabilidad de -02:36 mm:ss (con un intervalo de confianza del 95%: de -07:48 a 02:36 mm:ss). En este caso, estos autores aseguraron que la variabilidad intra-sujeto para los valores del TLIM fue muy elevada (CV = 40,6%), al igual que la

variabilidad de los valores de [Lact] final (40,3%). Sin embargo, la variabilidad para los valores de FC final (17,5%) fue muy inferior. En contraposición a estos datos, y según los valores encontrados en el trabajo de investigación desarrollado en nuestro laboratorio, mientras que la variabilidad intra-sujeto de los valores de [Lact] final fue similar (47,9%), la variabilidad intra-sujeto de los valores de TLIM (CV = 16,3%), o de FC final (CV = 6,6%), fue mucho más reducida.

Para nuestro conocimiento, de nuevo el estudio de Faude et al. (2017) fue el único que buscó correlaciones que pudiesen explicar o predecir el resultado de los test TLIM a intensidad MLSS, a partir del rendimiento de otras variables o métricas en ciclistas. Estos autores tan solo detectaron correlaciones modestas entre los TLIM a MLSS y los valores de [Lact] promedio y final ( $r = 0,40$ ,  $p = 0,008$ ;  $r = -0,47$ ,  $p = 0,002$  respectivamente), resultados estos que consideramos de poca aplicación para la programación del entrenamiento o la predicción del rendimiento en competición. Por el contrario, en nuestro proyecto se ha registrado una alta correlación inversa entre el TLIM a intensidad de MLSS y la posición relativa del MLSS con la PAM (%MLSS/PAM) ( $CCI = -0,893$ ;  $p < 0,01$ ). Desde un punto de vista práctico, estos resultados sugieren que aquellos deportistas que presentan un valor de MLSS más elevado en valor absoluto (i.e., W), no solo podrán pedalear a mayor velocidad a esta intensidad, sino que también resulta determinante tener una potencia aeróbica máxima elevada (i.e.,  $VO_{2max}$ ) para que la relación entre ambas (%MLSS/PAM) permanezca en niveles relativamente bajos, y pueda prolongarse el esfuerzo de los ciclistas a esta velocidad o potencia durante más minutos.

## Tiempos límite a intensidad de $VT_2$ .

Tal y como se ha mencionado en anteriores epígrafes (epígrafe 1.2.3), históricamente la intensidad equivalente al  $VT_2$  ha sido confundida con la del MLSS (Cerezuela-Espejo et al., 2018; Pallares et al., 2016; Peinado et al., 2016). Quizá por esta razón, para nuestro conocimiento ningún estudio hasta la fecha ha analizado los TLIM al llamado Umbral Anaeróbico, determinado mediante la metodología ventilatoria ( $VT_2$ ). No obstante, diferentes trabajos han descrito en ciclistas los TLIM a intensidades próximas al 85% de la PAM, valor muy cercano a la posición del  $VT_2$  en la mayoría de ciclistas bien entrenados (Pallares, et al., 2016) y en lo sujetos de nuestro estudio (83,6% PAM). Aunque la intensidad del 85-90% de la PAM es una intensidad superior al MLSS en la mayoría de los casos, los TLIM realizados a esta intensidad relativa de la PAM pueden haberse localizado por encima o por debajo del  $VT_2$  individual del ciclista, es decir, puede haberse realizado antes o después de la rotura del sistema buffer del bicarbonato, y por lo tanto los resultados de estos TLIM, e incluso las adaptaciones al entrenamiento continuado a esta intensidad (mismo % PAM pero distinta localización respecto al  $VT_2$ ), van a ser muy diferentes al tratarse de factores limitantes completamente distintos (Guio de Prada et al., 2018; Katch, Weltman, Sady, & Freedson, 1978; Meyer, Gabriel, & Kindermann, 1999; Pallares et al., 2016).

Asimismo, otros autores estudiaron el TLIM de pedaleo a la potencia crítica (PC) (epígrafe 1.2.3) (Baron et al., 2005; Brickley, Doust, & Williams, 2002; de Lucas, de Souza, Costa, Grossl, & Guglielmo, 2013), una estimación de la máxima capacidad de trabajo en un estado aeróbico de equilibrio fisiológico (Moritani et al., 1981), que se ha considerado equivalente al  $VT_2$  (Baron et al., 2005; Dekerle et al., 2003; Vandewalle, Kapitaniak, Grun, Raveneau, & Monod, 1989). No obstante, a pesar de que PC y  $VT_2$  puedan coincidir, o aproximarse en un número importante de casos, distintos estudios metodológicos ha podido constatar que

esta equivalencia no debe asumirse con confianza (Dekerle et al., 2003). Prueba de ello es la importante variabilidad inter-sujeto que se ha registrado en los TLIM a intensidad de PC en diferentes trabajos, con valores promedio desde los 20:01 a los 40:37 mm:ss (Baron et al., 2005; Brickley et al., 2002; de Lucas et al., 2013).

En el único estudio que se ha podido evaluar la durabilidad o TLIM de ciclistas a intensidad del  $VT_2$  se encontraron resultados muy similares a los descritos en nuestro proyecto. Bergstrom et al. (2012), en 8 sujetos moderadamente entrenados, estudiaron el TLIM ante la carga del punto de compensación respiratoria (RCP), definiendo este con el mismo procedimiento que el  $VT_2$  y que, por lo tanto podemos asumir como equivalentes ( $83 \pm 6\%$  del  $VO_{2\text{pico}}$ ). En un cicloergómetro Lode a  $70 \text{ rev}\cdot\text{min}^{-1}$ , estos autores estimaron mediante un perfil de potencia, valores de TLIM a  $VT_2$  de  $11:12 \pm 03:06 \text{ mm:ss}$  (con resultados individuales extremos entre 07:00 y 15:30 mm:ss), prácticamente idénticos a los descritos en este trabajo ( $82,3 \pm 4,9\%$  de la PAM; TLIM medido de  $11:03 \pm 04:45 \text{ mm:ss}$ ).

Desde un punto de vista de la valoración del rendimiento, quizás la aplicación más relevante que se desprende de los hallazgos de este proyecto sea la importancia que parece tener identificar fielmente la posición de este  $VT_2$  individualmente. Un incremento de apenas 50 W respecto del MLSS va a suponer una disminución radical del TLIM en ciclistas de medio y alto nivel, cayendo desde los 70 minutos aproximadamente a MLSS, a 11 minutos de promedio a  $VT_2$ .

Del estudio de correlaciones cabe destacar que, al igual que se ha descrito con el MLSS, la posición del  $VT_2$  con respecto a la PAM va a ser decisiva para poder prolongar el TLIM a esta intensidad. Al ser esta una relación inversa (Figura 18B), cuanto mayor sea la separación entre la posición del  $VO_{2\text{max}}$  y el  $VT_2$ , mayor es la durabilidad a intensidad constante de este umbral anaeróbico. Por contra, la alta

correlación positiva detectada entre el %MLSS y  $VT_2$  (Figura 18C) denota que también es determinante subir o aproximar la posición del MLSS al  $VT_2$  todo lo posible, puesto que ello implicará una mayor durabilidad a  $VT_2$ . Estos resultados indican que ciclistas cuyo rendimiento competitivo dependa de la durabilidad que puedan tener a  $VT_2$  (e.g., finales en puertos de media montaña, demarrajés prolongados, etc...), van a poder optimizar su rendimiento, no solo incrementando el valor absoluto al que se localiza su  $VT_2$  (i.e., más velocidad a la misma intensidad relativa), sino también aumentando y acercando la posición del MLSS, y desplazando al alza todo lo posible el  $VO_{2max}$ .

### Tiempos límite a intensidad PAM.

Quizá sea el TLIM a PAM la prueba de tiempo hasta la extenuación más estudiada por la literatura científica internacional hasta la fecha. Estas investigaciones se han realizado, no sólo en ciclismo (ver Tabla 6), sino también en otros modos de desplazamiento (i.e., carrera a pie, remo, natación, kayak, etc..). En estos estudios se puede observar que el tiempo que los deportistas son capaces de permanecer a esta intensidad específica es muy diverso y dependiente del medio de locomoción. Resultan destacables en este sentido los resultados de TLIM a intensidad de  $VO_{2max}$  publicados por Billat et al. (1996) en diferentes deportes. Teóricamente con una metodología de determinación y medición posterior común, estos autores registraron valores de TLIM de  $03:42 \pm 01:31$  mm:ss,  $06:16 \pm 02:14$  mm:ss,  $04:47 \pm 02:40$  mm:ss y  $05:21 \pm 01:24$  mm:ss en ciclistas, kayakistas, nadadores y corredores, respectivamente. Por su parte, Faina et al. (1997) registraron valores de  $03:45 \pm 01:34$  mm:ss,  $05:56 \pm 01:25$  mm:ss y  $05:02 \pm 02:16$  mm:ss en ciclistas, kayakistas y nadadores, respectivamente. Por último, Sousa et al. (2015), con una variabilidad mucho

menor entre modos de desplazamiento, registraron TLIM promedio a  $VO_{2max}$  de 03:07 en nadadores, 03:19 en remeros, 04:04 en corredores o 03:47 en ciclistas. Aunque los TLIM a PAM puedan presentar importantes diferencias en función del medio de locomoción en el que se mida, es reseñable las similitudes que existen en este TLIM para ciclistas. La mayoría de los trabajos previos, coincidiendo con los hallazgos de este proyecto, sugieren que ciclistas de medio y alto nivel son capaces de prolongar el TLIM a la primera carga que produce el  $VO_{2max}$  (i.e., PAM), entre 03:30 y 03:45 mm:ss como promedio, aunque pueden encontrarse individualidades desde los 02:46 hasta los 05:02 mm:ss (CV inter-sujeto = 19,3%).

Las importantes diferencias encontradas entre los resultados del TLIM a PAM de nuestro estudio y otros precedentes con ciclistas u otros medios de locomoción (Tabla 6), podría estar relacionada con diferentes cuestiones metodológicas anteriormente citadas, como la individualización de la geometría del ergómetro donde se realizó la prueba (Atkinson et al., 2003; Disley & Li, 2014; Peiffer & Losco, 2011), o la exigencia de una cadencia fija (Brisswalter et al., 2000; Currell & Jeukendrup, 2008; Hansen & Smith, 2009). Otras variables contaminantes como la rehidratación, la reposición de carbohidratos, o la ventilación, que sí pudieron afectar el TLIM a MLSS e incluso al TLIM a  $VT_2$ , no parecen tener incidencia en una prueba de tan corta duración como es el TLIM a PAM (Montain et al., 1998; Pallares et al., 2016). No obstante, tal como se ha podido constatar recientemente (Bentley et al., 2007; Cerezuela-Espejo et al., 2018; Julio et al., 2017), la principal causa de las diferencias en los TLIM a PAM entre los estudios citados y medios de locomoción, parece estar relacionada con la metodología, protocolo y técnica empleada para definir la primera potencia o velocidad que produce el  $VO_{2max}$  (i.e., PAM o VAM). Concretamente, la duración de los escalones del protocolo incremental utilizado para localizar la PAM parece tener un impacto decisivo en el resultado final del test. Escalones de entre 2 y 5 minutos, ampliamente utilizados en la literatura internacional para la localización

de los umbrales lácticos (Jamnick, Botella, Pyne, & Bishop, 2018; Mujika, 2012), van a propiciar que el test pueda llegar a prolongarse por más de 35-40 minutos y pase a ser la fatiga periférica de la musculatura activa, y no el gasto cardiaco máximo, el verdadero factor limitante de esta valoración. Es habitual por tanto que test incrementales máximos escalonados (i.e., entre 2 y 5 minutos), aunque sean válidos para la localizar mediante [Lact] los cambios del metabolismo en la transición aeróbica-anaeróbica, vayan a infraestimar notablemente la PAM (i.e., entre 25 W y 75 W en individuos de 65-75 ml·kg·min<sup>-1</sup>). Por ello, los TLIM a PAM podrán ser sustancialmente mayores (i.e., 2-5 min) en aquellos casos en los que este hito fisiológico se haya determinado previamente mediante un test incremental escalonado (Jamnick et al., 2018). Por esta cuestión metodológica, tal y como se muestra en la Tabla 6, la validez de los resultados de TLIM a PAM de Caputo et al. (2003) o Messonnier et al. (2002), pueden estar notablemente sobrestimados.

En relación a la variabilidad inter-sujeto (CV = 19,3%), los resultados de nuestro estudio se sitúan entre los más consistentes de todos los analizados en la Tabla 6, únicamente mejorados por los publicados por Messonnier et al. (2002) (CV = 5,5%), Dekerle et al. (2003) (CV = 17,2%) o Costa et al. (2011) (CV = 13,5%). Diferentes factores como la experiencia en el entrenamiento a esta intensidad del VO<sub>2max</sub> (Basset, Chouinard, & Boulay, 2003), la composición de fibras rápidas y lentas, la capacidad de tamponar la acidosis metabólica (Messonnier et al., 2002), o la capacidad volitiva (Coquart & Garcin, 2008) entre otros, parecen estar detrás de estas diferencias entre individuos en el TLIM a la primera potencia que produce el VO<sub>2max</sub> (PAM).

Diversos estudios hay realizado análisis de regresiones con objeto de estimar o predecir el tiempo hasta la extenuación a intensidad PAM con la ayuda del resultado en otras variables de rendimiento cardiorrespiratorio o funcional.

Messonnier et al. (2002), al contrario que en nuestros resultados, detectaron una correlación negativa ( $r = -0,75$ ;  $p < 0,019$ ) entre el TLIM a PAM y la [Lact] al finalizar la prueba, lo que llevaba a sugerir a estos autores que una alta capacidad de generar acidosis periférica y una dotación elevada de fibras rápidas podría ser perjudicial para prolongar el TLIM a esta intensidad. Por otro lado, Billat, Renoux, Pinoteau, Petit, y Koralsztein (1994) también encontraron una relación inversa, baja pero significativa, entre el TLIM a VAM en carrera y el valor del  $VO_{2max}$  ( $r = -0,347$ ) y la VAM ( $r = -0,362$ ), mientras que Laursen, Shing, et al. (2003) ( $r = 0,34$ ), Basset, Billaut, & Joanisse (2014) ( $r = 0,64$ ;  $p < 0,05$ ), y nuestros propios resultados en este proyecto, parecen indicar justo lo contrario ( $r = 0,591$ ;  $p < 0,05$ ). En este mismo sentido, Basset et al. (2003) no encontraron relaciones significativas entre estas variables, concluyendo que el TLIM a VAM era independiente del  $VO_{2max}$ . Futuros estudios deberán corroborar o refutar estos resultados contradictorios con un control exhaustivo de posibles variables contaminantes. Esclarecer si existen otros parámetros fisiológicos que puedan ayudar a prolongar el TLIM a PAM, puede resultar determinante para la preparación de competiciones con una duración de entre 2 y 6 min, y por lo tanto también un cambio notable en los sistemas de entrenamiento de estos deportistas.

### Tiempos límite a intensidad $WANT_{mean}$ .

En el presente estudio se analizó los TLIM a la intensidad promedio alcanzada en un test Wingate (Bar-Or et al., 1977), como intensidad equivalente a la Capacidad Anaeróbica Láctica ( $WANT_{mean}$ ). Somos conscientes que asociar la potencia promedio alcanzada en un test de 30 segundos de duración como un indicador del estado de forma y el rendimiento de la ruta energética de la Capacidad Anaeróbica es, tal vez, excesivamente ambicioso. No obstante, y desde un punto de vista práctico, se ha considerado interesante y original utilizar

esta metodología, al ser probablemente el test más citado y analizado internacionalmente para el estudio de la potencia y la capacidad anaeróbica en ciclistas (Calbet, 2006; Del Coso & Mora-Rodriguez, 2006; Laurent, Meyers, Robinson, & Matt Green, 2007; Ramírez-Vélez et al., 2016; Zupan et al., 2009).

Para nuestro conocimiento, ninguna otra investigación ha analizado hasta la fecha el tiempo hasta el agotamiento de esta intensidad específica en ciclistas, pero tampoco se han encontrado registros en ninguna otra intensidad que pueda aproximarse. Hasta donde sabemos, el TLIM más intenso que se había estudiado hasta la fecha en ciclismo se desarrolló al 150% de la PAM (Laursen, Ahern, Herzig, Shing, & Jenkins, 2003), reportando unos resultados de TLIM de  $01:02 \pm 00:05$  mm:ss. Hay que destacar que en este proyecto, la carga de trabajo a intensidad  $WAnT_{mean}$  de los participantes fue del  $193,8 \pm 18,5\%$  de la PAM, y que el TLIM promedio fue de  $00:28 \pm 00:07$  mm:ss. Asimismo, los valores de variabilidad inter-sujeto detectados en esta prueba fueron elevados ( $CV = 23,2\%$ ), solo superados por los del TLIM a  $VT_2$  ( $CV = 43,1\%$ ). Aunque se desconoce cuál es el mecanismo que produce esa variabilidad, resulta evidente que la tolerancia a la acidosis periférica, pero especialmente los depósitos de ATP y PCr, van a jugar un papel relevante en la durabilidad a esta intensidad. Del estudio de correlaciones cabe destacar que, al igual que se ha descrito previamente tanto para el MLSS, como para el  $VT_2$ , la posición del  $WAnT_{mean}$ , con respecto a la PAM va a ser decisiva para poder prolongar el TLIM a esta intensidad. Al ser esta una relación inversa (Figura 18D), cuanto mayor sea la separación entre la posición de la PAM y la del  $WAnT_{mean}$ , menor será el tiempo hasta la extenuación a intensidad constante del citado  $WAnT_{mean}$ .

El estudio de la reproducibilidad absoluta de los TLIM, aunque podemos considerarlo fundamental para predecir con garantías el tiempo que puede soportar un individuo a una determinada intensidad (no el promedio de todo un

grupo –variabilidad inter-sujeto-), para nuestro conocimiento, solo un número muy reducido de publicaciones han podido analizar esta característica de la medida. Conocer la reproducibilidad intra-sujeto de los TLIM requiere que el mismo individuo, exactamente en las mismas condiciones, realice dos o más veces el mismo esfuerzo hasta la extenuación para registrar la diferencia entre el TLIM 1 y el TLIM 2. Por ello, para completar los hallazgos de este proyecto decidimos incluir en el diseño las valoraciones test-retest, que nos permitiesen cuantificar esta variabilidad biológica en los cuatro TLIM (MLSS,  $VT_2$ , PAM,  $WAnT_{mean}$ ). Este análisis no podría haberse llevado a cabo con éxito sin un control exhaustivo de las distintas variables que podrían contaminar notablemente el resultado: familiarización previa con todos los protocolos, tiempo de recuperación entre sesiones, rellenado de los depósitos de glucógeno, hora del día a la que se realizan las pruebas, ventilación y disipación de calor, estado de hidratación, reposición de líquidos y sustratos energéticos durante la prueba, geometría individual de la bicicleta en la que se realizaron la pruebas, etc.

Tal y como se muestra en la tabla 10, los valores de reproducibilidad intra-sujeto (test - retest) del TLIM en los cuatro hitos fisiológicos estudiados en este proyecto, pueden considerarse bajos o muy bajos ( $CV = 5,4\%$ ,  $7,0\%$ ,  $6,9\%$  y  $7,6\%$  para el TLIM a MLSS,  $VT_2$ , PAM y  $WAnT_{mean}$ , respectivamente), con unos resultados del sesgo Bland Altman también muy reducidos (Tabla 10). Estos valores son notablemente inferiores a los descritos para la variabilidad inter-sujeto en este mismo estudio (rango de CV entre  $16,3\%$  y  $43,1\%$ ), lo que nos permite concluir que, aunque existen notables diferencias individuales, si las condiciones son similares, un mismo individuo puede repetir el mismo resultado en dos o más esfuerzos hasta la extenuación a la misma intensidad. Desde un punto de vista práctico, estos hallazgos implican que podemos esperar un mismo resultado o marca para un deportista, en dos entrenamientos o competiciones consecutivas, y que, si existe algún cambio en su rendimiento, puede asociarse

inequívocamente a un progreso o retroceso de su estado de forma. Asimismo, estos valores de CV intra-sujeto tan bajos refuerzan el uso del perfil de potencia individual (*power profile*) (Allen & Coggan, 2006) como un sistema válido y práctico del control del rendimiento, puesto que una pequeña mejora en la máxima potencia media mantenida durante cualquier tiempo concreto (i.e., contrarreloj), no puede deberse a la variabilidad biológica, sino a una mejora real del rendimiento funcional del deportista.

Entre esos escasos estudios que han analizado hasta la fecha la variabilidad intra-sujeto del TLIM a cualquier intensidad, cabe destacar los resultados de Faude et al. (2017), quienes analizaron la reproducibilidad de los TLIM a intensidad de MLSS. Estos autores han descrito un sesgo relativamente bajo de -2,6 minutos (95% LdA de -7,8 a 2,6 minutos) a esta intensidad, aunque curiosamente el CV reportado se puede considerar elevado (24,6%). Igualmente, estos autores encontraron elevados CV para los valores de [Lact] promedio y final durante los tests (CV = 15,7% y 19,3% respectivamente), así como en los valores de FC promedio y final (CV = 2,1% y 2,2% respectivamente). En el presente trabajo, los indicadores de reproducibilidad en el TLIM para esta intensidad fueron mucho menores (CV = 5,4%), con un sesgo similar de 04:14 mm:ss (95%LdA de -07:00 a 15:27 mm:ss). Por otro lado, relacionado con los valores finales de [Lact] y FC, nuestros resultados de CV intra-sujeto son coincidentes a los valores descritos por estos autores (CV = 14,2 y 1,7%, respectivamente).

Respecto al estudio de la reproducibilidad intra-sujeto del TLIM a  $VT_2$ , aunque no hay ningún estudio anterior que haya reportado la repetitividad a esta intensidad, McLellan, Cheung, y Jacobs (1995) analizaron los TLIM al 80% del  $VO_{2max}$  (i.e., una intensidad ligeramente inferior al promedio de la posición individual del  $VT_2$ ), desarrollando 5 pruebas diferentes a los mismos sujetos y publicaron elevados CV, valores que oscilaron entre el 2,8 y el 31,4 %. Por el

contrario, la reproducibilidad de los valores, tanto de  $VO_2$ , pH,  $PCO_2$ , como de temperatura rectal, mostraron CV inferiores al 5%. En esta misma línea, Currell y Jeukendrup (2008) encontraron que al 75% del  $VO_{2max}$ , el CV de los TLIM fue del 26,6% (oscilando entre 1,7 % y 55,9%). Aunque la variabilidad inter-sujeto de los TLIM a  $VT_2$  de nuestros participantes fue muy alta (CV = 43,1 %), de nuevo una muy baja variabilidad intra-sujeto (CV = 7,0%) nos sugiere que, para un mismo individuo, el tiempo hasta la extenuación que se puede soportar una vez desbordado el sistema del bicarbonato es muy estable.

Por su parte, además de los resultados de nuestro proyecto, la reproducibilidad intra-sujeto de los TLIM a intensidad de  $VO_{2max}$  sí ha sido estudiada previamente. Costa et al. (2011) publicaron diferencias significativas entre los TLIM de dos tests diferentes a la misma intensidad ( $03:43 \pm 00:31$  mm:ss, frente a  $03:59 \pm 00:34$  mm:ss;  $p < 0,02$ , en el primer y segundo test respectivamente), mientras que también constataron una moderada correlación entre ambos tests ( $r = 0,80$ ). Por otro lado, Laursen et al. (2003) publicaron una variabilidad moderada intra-sujeto (CV =  $6 \pm 6$  %), con unos valores promedio de  $03:57 \pm 00:57$  y  $04:05 \pm 00:57$  mm:ss, para el primer y segundo test respectivamente. En el presente estudio, la variabilidad intra-sujeto (CV = 6,9%; CCI = 0,766,  $p < 0,05$ ) fue similar a la reportada por Costa et al. (2011), mientras que el sesgo mostró valores muy reducidos ( $-0,3$  s; 95% LdA = -54,7 a 54,2 s), con niveles promedio en ambos tests prácticamente idénticos ( $03:27 \pm 00:38$  y  $03:27 \pm 00:46$  para test 1 y 2 respectivamente). En su conjunto, estos resultados sugieren que los TLIM a intensidad PAM son medidas altamente reproducibles en ciclismo, y que seguramente, los indicadores más elevados de CV y sesgo detectados en otras publicaciones previas deben estar relacionadas con un fallo en el control de una o varias variables contaminantes como la familiarización con el test (Costa et al., 2011).

Finalmente, en cuanto a la variabilidad intra-sujeto del TLIM a la potencia media del test Wingate, este es el primer estudio que ha podido analizar y describir sus indicadores de repetitividad:  $CCI = 0,946$ ;  $p < 0,05$ ;  $CV = 7,6 \%$ . Estos valores muestran de nuevo la elevada reproducibilidad del TLIM a esta intensidad para un mismo individuo. Con el ánimo de contrastar los resultados aquí obtenidos, se han analizado los resultados de un número reducido de estudios previos que analizaron la repetitividad del TLIM a una intensidad superior a la PAM (i.e., supramáximo), generalmente localizada como un valor relativo a este indicador (%PAM). Higgins et al. (2014) encontraron que los valores test-retest del TLIM al 110% PAM presentaban una correlación extremadamente elevada ( $r = 0,97$ ), así como valores de variabilidad inter-sujeto bajos ( $CV = 7\%$ ). Igualmente, López Chicharro y Fernández Vaquero (2006), así como Ozkaya, Balci, As, y Vardarli (2018), describieron una elevada reproducibilidad del propio test Wingate ( $r = 0,89 - 0,98$ ). Los resultados de nuestro proyecto vienen a confirmar estos resultados, puesto que los valores de repetitividad del TLIM a  $WAnT_{mean}$  alcanzaron valores extremadamente altos ( $CCI = 0,946$ ;  $CV = 7,6 \%$ ). De nuevo, los hallazgos de las escasas publicaciones previas y los resultados de este nuevo proyecto, relativos a la estabilidad de la medida de este TLIM  $WAnT_{mean}$ , nos sugieren que, si se lleva a cabo un estrecho control de las principales variables contaminantes, cualquier pequeño cambio en la máxima potencia media sostenida a esta intensidad deberá ser interpretada como un cambio real del estado de forma del participante.



## 4.4. Estudio IV

### 4.4.1. Metodología

#### Muestra

Once ciclistas y triatletas varones entrenados con más de 5 años de experiencia en el entrenamiento de resistencia, participaron voluntariamente en este estudio (edad  $32,0 \pm 10,1$  años, masa corporal  $71,4 \pm 6,8$  kg, porcentaje de grasa corporal  $8,5 \pm 1,1\%$ ,  $VO_{2max}$   $59,7 \pm 4,0$  ml·kg<sup>-1</sup>·min<sup>-1</sup>). Todos ellos fueron seleccionados en clubs locales de ciclismo y triatlón. No informaron de limitaciones físicas ni musculoesqueléticas que pudiesen afectar al entrenamiento. Todos los procedimientos se desarrollaron de acuerdo con las especificaciones de experimentación con humanos recogidos en la declaración de Helsinki, habiendo obtenido previamente la aprobación de la Comisión de Bioética de la Universidad de Murcia. Igualmente, se obtuvo un consentimiento informado de cada uno de los sujetos con carácter previo a su participación en el estudio, y se les informó del propósito de la investigación, de las posibles incomodidades, efectos secundarios y de los potenciales beneficios.

#### Diseño del estudio

Previo a la fase experimental, todos los participantes realizaron una prueba de ejercicio incremental máximo en cicloergómetro (incluyendo ECG) (IMA<sub>PRE</sub>) con los siguientes objetivos:

- a) Descartar cualquier anomalía del sistema cardiorrespiratorio o patología de los participantes.

- b) Minimizar el sesgo de aprendizaje en los valores de reproducibilidad (i.e., familiarización).
- c) Excluir participantes con un  $VO_{2max}$  inferior a  $55,0 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ .

Una vez concluido este  $IMA_{PRE}$ , los participantes descansaron 48 horas para asegurar una adecuada recuperación. A continuación, y con carácter previo al inicio de los tests programados en el laboratorio, los participantes realizaron una familiarización con el test de 20 minutos contrarreloj (20TT), con el fin de minimizar el sesgo del aprendizaje progresivo en la fiabilidad absoluta de este test.

Cada sujeto realizó entre 5 y 6 visitas al laboratorio dentro de un periodo de 2 o 3 semanas, desarrollando únicamente un test cada día, separados por 48 - 72 horas de recuperación. En la primera sesión todos los participantes llevaron a cabo un IMA con registros de calorimetría indirecta, con el fin de determinar

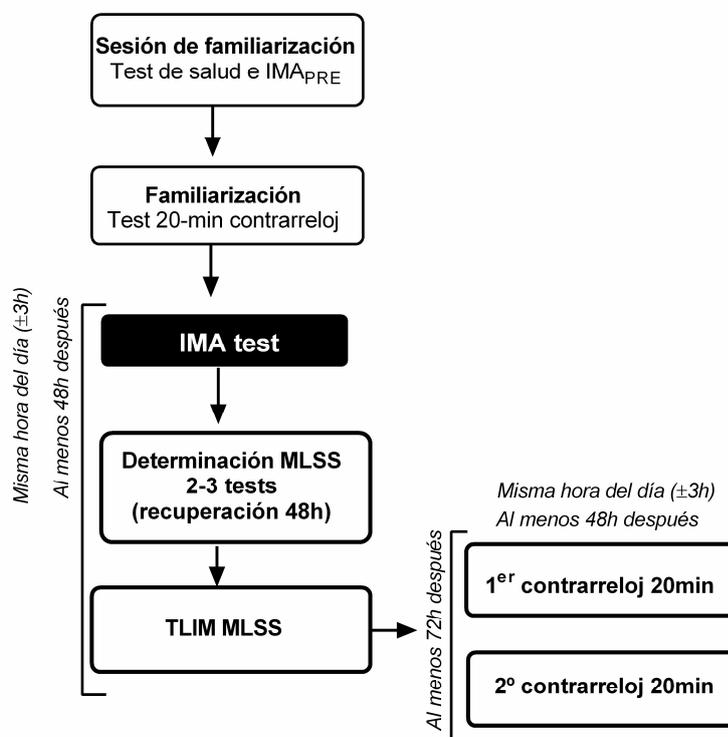


Figura 19. Diseño del estudio IV

la potencia (W) asociada al  $VO_{2max}$  (Potencia Aeróbica Máxima; PAM), así como los umbrales ventilatorios ( $VT_1$  y  $VT_2$ ). A continuación, los participantes visitaron el laboratorio en 2 o 3 ocasiones adicionales, con el fin de determinar la carga asociada al Máximo Estado Estable de Lactato (MLSS). Para finalizar, los sujetos realizaron dos contrarrelojes de 20 minutos (20TT) (Figura 19). Todos los sujetos

desarrollaron los tests en sus respectivas bicicletas, las cuales fueron fijadas en un rodillo con freno electromagnético Cycleops Hammer (CycleOps, Madison, USA) (Lillo-Bevia & Pallarés, 2017).

En los tests IMA y de determinación del MLSS se usó el modo hiperbólico del rodillo, donde la carga se mantuvo estable para los sujetos, con independencia de la cadencia de pedaleo. Durante la realización de todos los test, se requirió a los ciclistas que pedalearan sentados con el fin de controlar las posibles diferencias en la economía del pedaleo (Arkesteijn, Jobson, Hopker, & Passfield, 2016), permitiéndoseles además escoger las cadencias libremente (Denadai et al., 2006). Como calentamiento y a excepción del IMA, los sujetos desarrollaron dos cargas de 5 minutos a intensidades del 80% y 90% del  $VT_1$  establecido en el  $IMA_{PRE}$ . Tras cada test, los sujetos realizaron un enfriamiento a 75 W durante cinco minutos. Treinta minutos antes del inicio de cada test, los participantes ingirieron entre 200 y 250 ml de agua, para asegurar un nivel de hidratación adecuado (1020 usg) (Fernandez-Elias et al., 2014).

Durante cada test, la potencia (W) y la cadencia ( $rev \cdot min^{-1}$ ) del rodillo fueron transmitidas a un ordenador de ciclismo Garmin 1000 (Garmin International Inc., Olathe, KS, USA) instalado en el manillar, grabando a una frecuencia de 1Hz. Todos los tests se realizaron en la misma franja horaria ( $\pm 3h$ ), con el fin de controlar los efectos de los ritmos circadianos (Mora-Rodriguez et al., 2015; Pallarés et al., 2015), bajo similares condiciones ambientales ( $22,3 \pm 2,4$  C y  $45,8 \pm 9,4\%$  de humedad relativa). En todos los tests se activó un ventilador posicionado a 1,5 metros del participante, con una velocidad de  $2,55 m \cdot s^{-1}$  (Morán-Navarro et al., 2018).

Con el objetivo de mantener el estado de forma de estos participantes durante la duración del estudio, todos ellos realizaron un programa de entrenamiento paralelo consistente en sesiones de ciclismo de 90 minutos cada

48 horas, a una intensidad equivalente al  $VT_1$  individual, intercalado con esfuerzos de 5 a 7 minutos de duración cada 20 minutos, al 90-95% de las respectivos  $VT_2$ . Se respetó durante toda la fase experimental una recuperación de 24 horas de descanso completo antes de cada valoración del estudio. No se realizó ningún tipo de entrenamiento de fuerza o ante cargas externas durante las 48 horas previas a cada test, con excepción del entrenamiento programado de mantenimiento en pedaleo. A todos los participantes se les requirió que mantuvieran sus hábitos de alimentación estables, siguiendo un tipo de dieta rica en carbohidratos (CCHH) durante los días previos a cada test, alcanzando al menos  $10 \text{ gr}\cdot\text{kg}^{-1}$  de CCHH durante las 24 horas previas (Bussau et al., 2002). La última ingesta se realizó 3 horas antes del inicio de cada sesión. Finalmente, se prohibió la ingesta de cualquier sustancia estimulante (cafeína, teína, etc.), que pudiese tener influencia en los resultados.

## Protocolos

### *Test de ejercicio incremental máximo (IMA)*

Tras un calentamiento estandarizado de 5 minutos a 50 W, todos los participantes desarrollaron un protocolo en rampa con cadencia libre, con incrementos de  $25 \text{ W}\cdot\text{min}^{-1}$  hasta la extenuación, de acuerdo con una modificación del protocolo descrito por Lucía et al. (2000). La configuración de este test (i.e., carga inicial e incrementos) permitió a estos ciclistas finalizar la prueba entre 12 y 14 minutos, una vez concluido el calentamiento. Estos protocolos se han mostrado efectivos para localizar la transición aeróbica-anaeróbica ( $VT_1$  y  $VT_2$ ), pero también el verdadero  $VO_{2\text{max}}$  del participante (David J Bentley et al., 2007; Cerezuela-Espejo et al., 2018; Julio et al., 2017; Pallares et al., 2016). Durante este protocolo se registró respiración a respiración el consumo de

oxígeno ( $VO_2$ ), la producción de dióxido de carbono ( $VCO_2$ ) y la ventilación (VE), mediante un sistema de calorimetría indirecta (Cortex Metalyzer 3B, Leipzig, Germany), el cual fue calibrado inmediatamente antes de cada prueba. Treinta minutos antes del inicio de cada test los participantes ingirieron entre 200 y 250 ml de agua para asegurar un nivel de hidratación adecuado (1020 usg) (Fernandez-Elias et al., 2014). La frecuencia cardiaca fue monitorizada continuamente (Polar Bluetooth H7, Finland) y al principio de cada test se obtuvieron muestras de sangre capilar del lóbulo de la oreja para el análisis de lactato (valores basales), así como tres minutos después de finalizar cada prueba (Lactate Pro2, Arkray, Japan) (Bonaventura et al., 2015). Cada participante indicó su percepción subjetiva de esfuerzo al finalizar cada escalón usando una escala de Borg 6–20, donde “6” se define como un esfuerzo “muy, muy ligero” y “20” un esfuerzo “máximo y extenuante” (Borg, 1982).

La Potencia Aeróbica Máxima (PAM) se definió como la potencia mínima que propició el consumo máximo de oxígeno ( $VO_{2max}$ ). Al menos tres de los siguientes criterios fueron necesarios para considerar que se había alcanzado el  $VO_{2max}$  (Pérez Ruiz, 2006):

i) Meseta en los valores de  $VO_2$  (i.e., un incremento en los valores de  $VO_2$  entre dos o más escalones consecutivos de menos de  $1,5 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$  (Munoz et al., 2015).

ii) Un valor en la tasa de intercambio respiratorio  $\geq 1,10$ .

iii) Alcanzar un frecuencia cardiaca máxima ( $FC_{max}$ ) superior al 95% del máximo previsto para la edad del deportista (Whaley et al., 1992).

iv) Alcanzar a los tres minutos de concluir el test, una concentración de lactato en sangre capilar superior a los  $8 \text{ mmol}\cdot\text{L}^{-1}$ .

Se determinó el Primer Umbral Ventilatorio ( $VT_1$ ) usando el criterio de un incremento simultáneo en el equivalente ventilatorio de oxígeno ( $VE/VO_2$ ) y en la presión parcial del oxígeno ( $P_{et}O_2$ ), sin incremento concurrente en el equivalente ventilatorio del dióxido de carbono ( $VE/VCO_2$ ) (Figura 5). Por su parte, el segundo umbral ventilatorio ( $VT_2$ ) se determinó usando el criterio de un incremento simultáneo del  $VE/VO_2$  y del  $VE/VCO_2$  y un descenso en la presión parcial del dióxido de carbono ( $P_{et}CO_2$ ) (Figura 6). Dos observadores independientes y con experiencia detectaron el  $VO_{2max}$ ,  $VT_1$  y  $VT_2$ . En el caso de existir algún desacuerdo, se consideró la opinión de un tercer observador.

### *Tests de determinación del Máximo Estado Estable de Lactato y del tiempo límite a esta intensidad.*

Pasadas 48 horas de recuperación tras el último test, todos los participantes llevaron a cabo entre 2 y 3 esfuerzos de pedaleo a carga constante de 30 minutos de duración para identificar la carga más alta (en W) que provoca un incremento de menos de  $1 \text{ mmol}\cdot\text{L}^{-1}$  entre los minutos 10 y 30 de ejercicio. Para el primer intento se seleccionó la carga que producía el 70% de la PAM individual, obtenida en el promedio de los dos IMA precedentes (de Oliveira Cruz et al., 2015; Lillo-Bevia et al., 2018). Dependiendo del resultado del primer test, la carga del segundo y posteriores intentos fue incrementándose o disminuyéndose en  $0,2 \text{ W Kg}^{-1}$  ( $\sim 15\text{W}$ ), hasta que el criterio fuese alcanzado (Beneke, 2003). Se respetaron 48 h de recuperación entre cada intento, y el MLSS fue identificado como la intensidad intermedia de las dos cargas más próximas al criterio (i.e., interpolación) (Lillo-Bevia et al., 2018) (Figura 4).

Con al menos 48 horas de recuperación tras el último test de determinación del MLSS, todos los sujetos fueron sometidos a test de tiempo límite hasta la extenuación (TLIM) a la intensidad del MLSS previamente determinada. El rodillo Hammer estableció la carga (W) asociada a esta

intensidad y se cronometró la duración de cada individuo ante dicha carga. La cadencia de pedaleo durante los test fue libre (Denadai et al., 2006) y conocida por el participante a través de un display accesible. Sin embargo, los ciclistas no tuvieron acceso en ningún momento antes, durante, o después del test, a la información del tiempo transcurrido o a la frecuencia cardíaca monitorizada mediante una banda torácica y su reloj asociado (Polar Bluetooth H7, Finland). El test se dio por concluido cuando los participantes no fueron capaces de mantener una cadencia superior a  $60 \text{ rev}\cdot\text{min}^{-1}$ . Al finalizar cada test, los sujetos realizaron una vuelta a la calma de 5 minutos a 75 W. Durante el test TLIM, además del tiempo, se registraron cada 10 minutos los datos de PSE, cadencia y [Lact], datos que se registraron igualmente justo al finalizar el citado test. Finalmente, desde el minuto vigésimo en adelante, los participantes ingirieron  $\sim 125 \text{ ml}$  de agua cada diez minutos con el fin de amortiguar, al menos en parte, posibles deshidrataciones (González-Alonso et al., 1997). La FC alcanzada por los sujetos en el décimo minuto del test fue escogida como representativa de esta intensidad, dado que se consideró que en ese momento todavía no se había comenzado a producir de forma apreciable el desacople de la FC respecto a la potencia desarrollada (i.e., deriva cardíaca).

### *Tests contrarreloj de 20 minutos*

Tras el calentamiento, los participantes desarrollaron en dos ocasiones separadas por 48-72 horas de recuperación, una contrarreloj de 20 minutos (20TT). La resistencia del ergómetro se estableció de forma constante y con el modo lineal, simulando una pendiente del 5% (Allen & Coggan, 2006) mediante el uso del software (Rouvy, Cycleops, Madison, USA). La resistencia a vencer se determinó a partir de una regresión polinómica establecida por el fabricante. La carga se calculó en función de la cadencia y del desarrollo, factores libremente elegidos por los sujetos. Asimismo, se aleccionó a los ciclistas con el fin de

completar cada contrarreloj 20TT a la potencia promedio más alta posible. Se registró la potencia promedio (W), la frecuencia cardiaca (FC) ( $\text{ppm}^{-1}$ ) y la cadencia ( $\text{rev}\cdot\text{min}^{-1}$ ), durante la realización de los tests 20TT. La percepción subjetiva del esfuerzo (PSE) se registró cada 5 minutos, mientras que la concentración de lactato capilar (Lact) se determinó en los minutos 10 y 20. Con el fin de evitar alguna posible influencia sobre la distribución del esfuerzo, o su capacidad volitiva para la segunda repetición del test, a los sujetos únicamente se les facilitó la información del tiempo durante la prueba, ocultándoseles durante y después del test los valores de potencia promedio (W), la cadencia, la FC y [Lact]. Se permitió a los sujetos beber agua “ad libitum” durante estos tests de 20 minutos.

## Composición corporal

En el primer día del test y en condiciones de ayuno (al menos 7 h) se tomó una línea base de la altura, masa corporal y sumatorio de ocho pliegues cutáneos (bíceps, tríceps, subescapular, supraespinal, suprailíaco, abdominal, muslo frontal y pierna medial), seis perímetros (brazo relajado y en tensión, glúteo, cintura, pantorrilla y muslo medio) y finalmente tres diámetros (biepicondíleo del húmero, biepicondíleo del fémur y muñeca). Todas las mediciones se realizaron de acuerdo con las directrices de la International Society for the Advancement of Kineanthropometry (ISAK) (Stewart & Marfell-Jones, 2011). La talla se midió con una precisión de 0,1 cm durante una inhalación máxima y la masa corporal se estableció con una precisión de 0,1 kg empleando para ello una báscula calibrada (Seca 714, Hamburg, Germany). Los pliegues cutáneos se midieron con un plicómetro Harpenden (British Indicators, West Sussex, UK [precisión de 0,2 mm]). La masa grasa total en valor absoluto y relativo fue calculada para cada atleta siguiendo los procedimientos de Carter et al. (1982).

## Análisis estadístico

Se emplearon métodos estadísticos estándar para el cálculo de los promedios, desviaciones estándar (DE) e intervalos de confianza al 95%. Se analizó la normalidad de la distribución de la varianza de los datos usando el test de normalidad "Shapiro-Wilk".

Es estudio de la validez de predicción del 20TT con respecto al resto de hitos fisiológicos de la vía aeróbica y resto de estimaciones del MLSS, se realizó mediante tres tratamientos de datos diferentes:

i) Diferencias de medias usando una ANOVA de una vía para medidas repetidas. La determinación de diferencias de medias fue realizada mediante comparaciones de pares con un post hoc de Bonferroni.

ii) El análisis de correlación de Pearson fue aplicado para la determinación de las relaciones entre las variables. La fuerza de las correlaciones se interpretó siguiendo las indicaciones de Vincent (2005):  $r < 0,7$  baja;  $> 0,7$  a  $r < 0,9$  moderada y  $r > 0,9$  fuerte.

iii) El análisis Bland-Altman se empleó para determinar el acuerdo de las medidas entre las variables (Bland & Altman, 1999), definiendo el sesgo, la desviación estándar del sesgo, así como los límites de acuerdo al 95%.

Para el estudio de la repetitividad (test-retest) de la determinación del 20TT en los dos intentos consecutivos del test, se emplearon tres tratamientos de datos diferentes:

i) Se calculó el coeficiente de variación (CV) del 20TT, como el error estándar de la medida, expresado como un porcentaje del valor promedio de cada sujeto.

ii) Se empleó el coeficiente de correlación intraclase (CCI) para determinar la relación existente entre el primer y el segundo test 20TT. La fuerza de las

correlaciones se interpretó siguiendo las indicaciones de Vincent (2005):  $r < 0,7$  baja;  $> 0,7$  a  $r < 0,9$  moderada y  $r > 0,9$  fuerte.

Un análisis Bland-Altman se aplicó para determinar la repetitividad de ambos resultados individuales del test de 20TT (Bland & Altman, 1999), definiendo el sesgo, la desviación estándar del sesgo, así como los límites de acuerdo al 95%.

Los análisis fueron desarrollados usando el software comercial GraphPad Prism 6.0 (GraphPad Software, Inc., CA, USA) e IBM SPSS versión 21.0 (SPSS Inc., Chicago, IL). La significación fue establecida en un nivel  $\alpha \leq 0,05$ .

#### 4.4.2. Resultados

Todos los sujetos alcanzaron al menos tres de los criterios de maximalidad establecidos para esta investigación durante el test incremental máximo (IMA), por lo que todos los valores pico de  $VO_2$ , FC y potencia del test pueden considerarse máximos.

La tabla 11 muestra los valores de potencia y FC a los que se detectaron los distintos hitos fisiológicos analizados en el test IMA ( $VT_1$ ,  $VT_2$  y  $VO_{2max}$ ), el protocolo MLSS y del promedio del test 20TT (i.e., promedio Trial 1 y Trial 2). Igualmente, esta tabla 11 muestra el CV de la potencia a la que se detectó cada evento, y la posición relativa de cada uno de ellos con respecto a los valores del test 20TT. Finalmente, esta misma tabla 11 presenta el estudio de validez del resto de determinaciones con respecto al 20TT (i.e., diferencia de medias con la prueba ANOVA, Correlación de Pearson y sesgo Bland Altman).

Tabla 11. Datos estadísticos comparativos de potencia, FC y VO<sub>2</sub> a las intensidades de VT<sub>1</sub>, MLSS, 20TT, VT<sub>2</sub> Y PAM.

	VT1	MLSS	20TT	VT <sub>2</sub>	PAM
Power output (W)	183 ± 17	250 ± 16	276 ± 20	305 ± 24	369 ± 22
CV (%)	9,1%	6,4%	7,3%	7,8%	6,0%
%20TT (%)	66 ± 6	91 ± 2	--	110 ± 5	134 ± 5
Pearson (r valor)	0,410	0,951*	--	0,785*	0,843*
ANOVA (p valor)	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
<b>Bland Altman</b>					
Sesgo (DE)	-93,3 (20,2)	-26,15 (7,1)	--	28,7 (13,3)	92,8 (12,1)
LdA 95%	-132,9 a -53,73	-40,0 a -12,3	--	2,7 a 54,8	69,1 a 116,4
FC (ppm <sup>-1</sup> )	136 ± 12	156 ± 9 <sup>##</sup>	167 ± 8	170 ± 12	183 ± 9

Leyenda: # = Promedio y desviación estándar; ## = FC en el min 10 del test TLIM MLSS; % 20TT = Relación entre los valores del promedio del 20TT y los del MLSS, VT<sub>1</sub>, VT<sub>2</sub>, MLSS y MAP; \* = p < 0,01; CV = Coeficiente de variación; Pearson (r valor) = correlación entre resultados del 20TT y las otras intensidades; LdA = Límite de acuerdo.

Tal y como puede apreciarse en la tabla 11, la potencia promedio a la que se concluyó el test 20TT, aunque tiene una alta correlación ( $r > 0,785$ ) con el resto de las variables estudiadas salvo el VT<sub>1</sub>, es significativamente distinta ( $p < 0,001$ ) a la de cualquier otro evento fisiológico de la vía aeróbica (i.e., VT<sub>1</sub>, MLSS, VT<sub>2</sub> y PAM), y se muestra claramente como una intensidad relativa intermedia entre el MLSS y el VT<sub>2</sub>. El análisis Bland-Altman refuerza estos hallazgos, ya que se han registrado valores de sesgo de potencia que sobrestiman (PAM y el VT<sub>2</sub>), o infraestiman (MLSS y VT<sub>1</sub>) notablemente el valor del 20TT. Igualmente, el estudio de los valores de FC a la que se localiza cada hito fisiológico sugiere de nuevo que el resultado del test 20TT representa una intensidad diferente a cualquier otra, e intermedia entre el MLSS y el VT<sub>2</sub> (Tabla 11).

Aplicando el índice corrector del 95% de Allen y Coggan (2006), a cada resultado individual del 20TT ( $276 \pm 20$  W) para estimar su posición del MLSS ( $250 \pm 16$  W), se observa que, salvo en un participante, en todos los demás casos

(Figura 23A) este factor corrector sobrestima significativamente ( $262 \pm 19$  W;  $p < 0.05$ ) el valor del MLSS (Tabla 12).

Calculando individualmente el cociente entre el valor del MLSS y el 20TT, podemos obtener el factor o índice de corrección para cada participante con los resultados de este estudio:

**Ecuación 1:**  $\text{Factor Individual de Corrección} = \text{MLSS (W)} / \text{20TT (W)} * 100$

La figura 20 muestra la correlación entre el índice corrector individual y su propio resultado del 20TT. Esta correlación negativa ( $r = -0,508$ ) sugiere que a mayor rendimiento en el 20TT en valor absoluto, el índice corrector para estimar el MLSS individual tiende a ser mayor. El índice corrector promedio fue de  $91 \pm 2$  % (LdA = 89 - 92 %), (Figura 20),

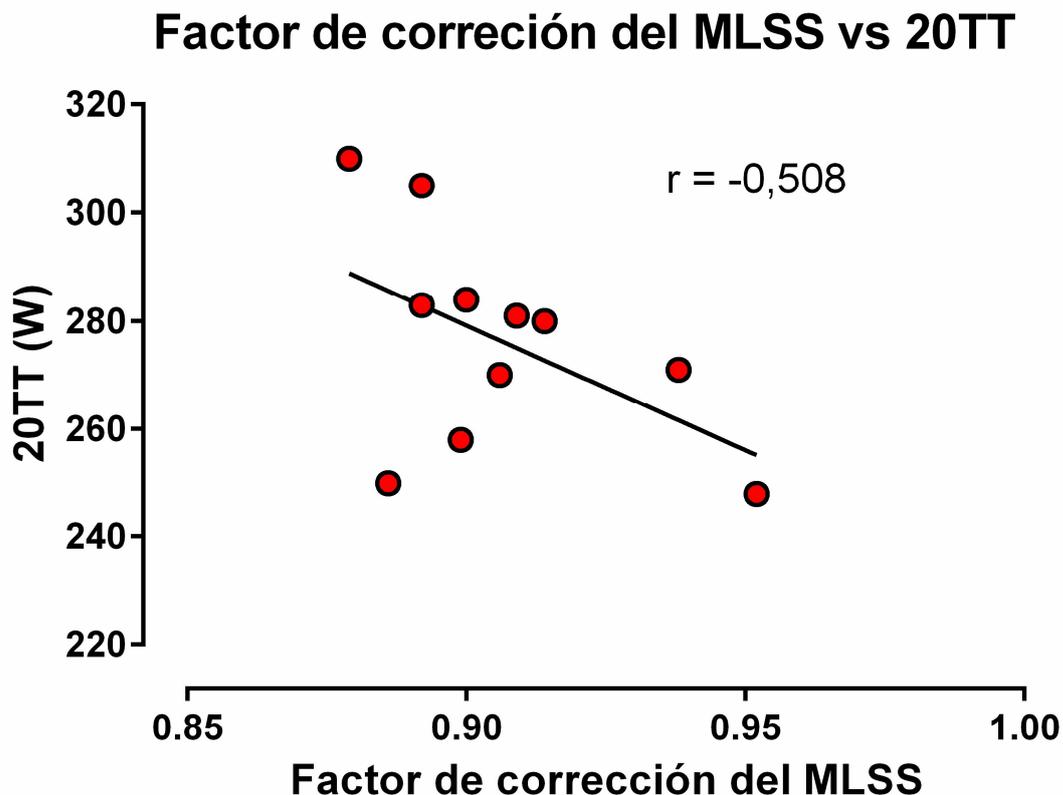


Figura 20. Factor de corrección aplicable a los tests 20TT para obtener la potencia a MLSS

Aplicando este factor promedio del 91% a todos los resultados individuales del 20TT se obtiene con respecto al valor real del MLSS, un valor de estimación del MLSS de  $251 \pm 18$  W, sin diferencias significativas ( $p > 0,05$ ) y una muy alta correlación ( $r = 0,951$ ;  $p < 0,01$ ). El análisis Bland Altman refuerza estos hallazgos, registrando un sesgo extremadamente bajo ( $-0,1 \pm 6,1$  W), con unos LdA moderados, que además muestran un equilibrio de los errores en la predicción, con individuos a los que se les sobrestima y a otros a los que se les infraestima el valor individual del MLSS (Figura 23B; Tabla 12).

Del mismo modo, de la correlación entre los resultados individuales del MLSS y el 20TT se obtiene la siguiente ecuación de estimación del valor del MLSS (Figura 21):

Ecuación 2:  $MLSS (W) = 0,7489 * 20TT (W) + 43,203$  ( $r = 0,951$ )

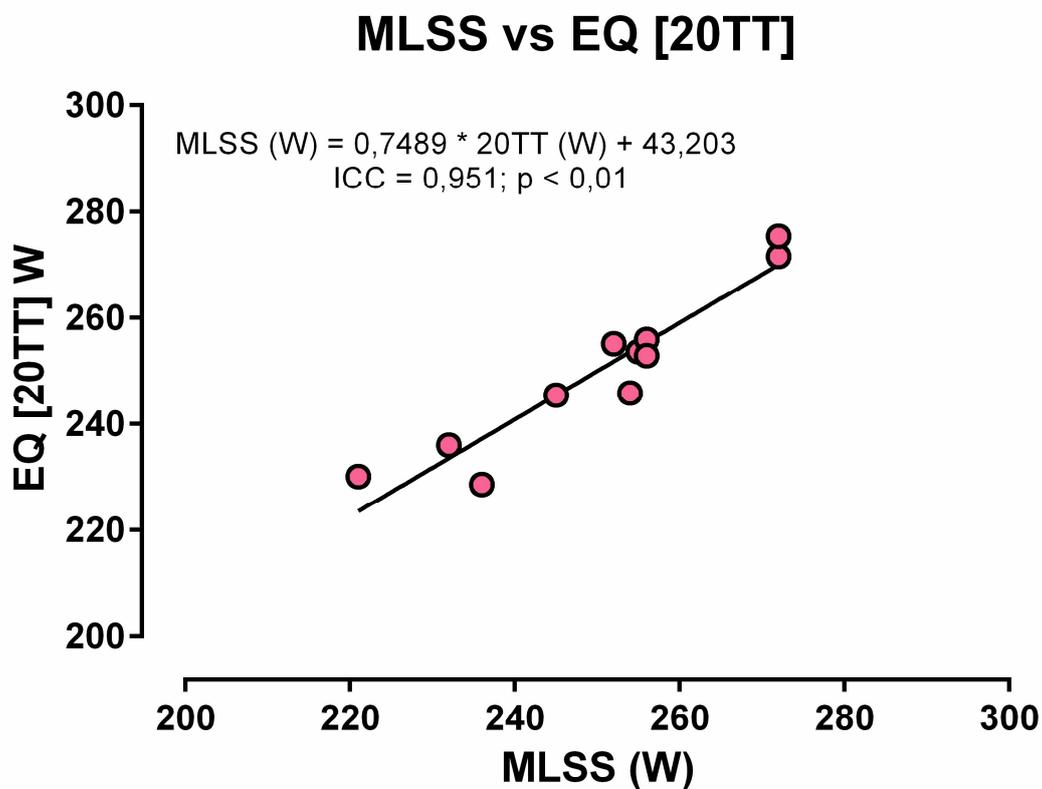


Figura 21. Regresión lineal de predicción del MLSS mediante el valor del 20TT

Aplicando esta Ecuación 2 [EQ<sub>20</sub>] se obtiene una predicción del MLSS con los resultados del 20TT de  $250 \pm 13$  W, sin diferencias significativas ( $p > 0,05$ ) con respecto al valor real del MLSS, una muy alta correlación entre ambas métricas ( $r = 0,951$ ;  $p < 0,01$ ), un sesgo extremadamente bajo ( $-0,1 \pm 5,0$  W), y unos LdA bajos que muestran un equilibrio entre individuos a los que se les sobrestima, y a otros a los que se les infraestima el valor individual del MLSS (Figura 23C; Tabla 12).

Por último, tras diferentes intentos de análisis de regresión múltiple tratando de optimizar la predicción del valor del MLSS teniendo en cuenta, no solo el valor individual del 20TT, sino también el rendimiento alcanzado por cada individuo en el resto de hitos fisiológicos estudiados (i.e., VT<sub>1</sub>, VT<sub>2</sub>, PAM), se ha obtenido una regresión múltiple con un ajuste muy elevado, atendiendo únicamente a los resultados de PAM y 20TT (figura 22):

Ecuación 3:  $MLSS (W) = 0,5451 * 20TT(W) + 0,2186 * PAM (W) + 18,784$   
 ( $r^2 = 0,931$ )

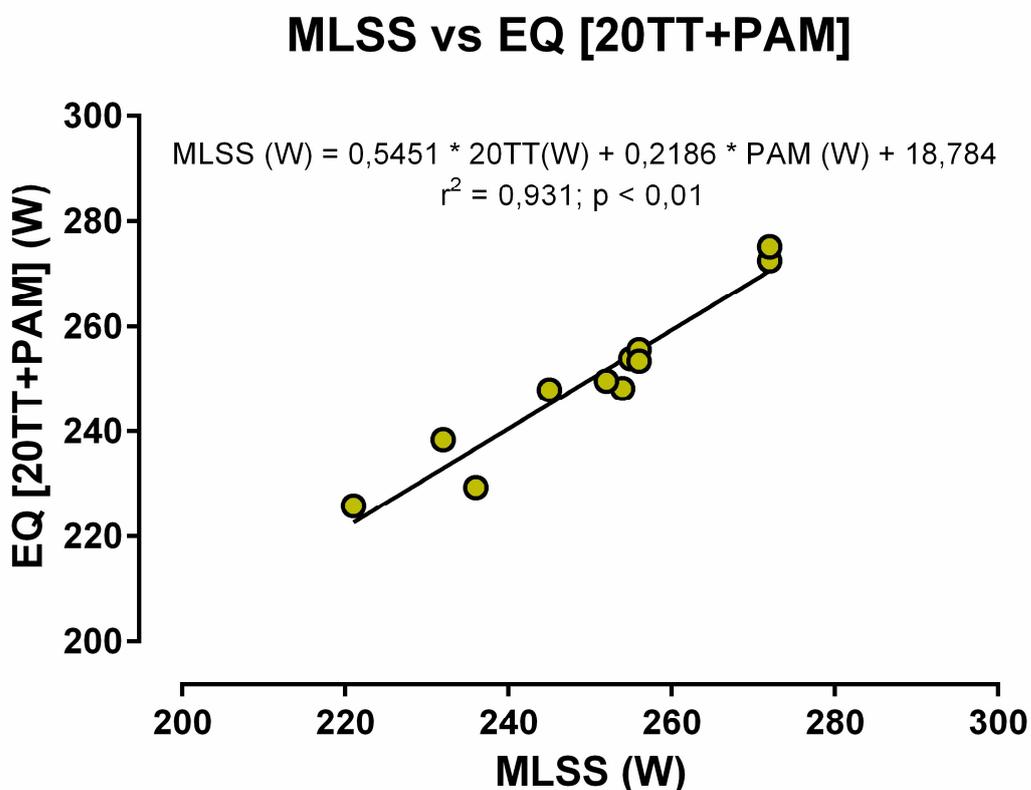


Figura 22. Regresión lineal múltiple de predicción del MLSS mediante los valores del 20TT y PAM

Aplicando esta Ecuación 3 (EQ<sub>20+PAM</sub>), se obtiene una predicción del MLSS con los resultados individuales del 20TT y de la PAM de  $250 \pm 15$  W, sin diferencias significativas ( $p > 0,05$ ) y una muy alta correlación ( $r = 0,965$ ;  $p < 0,01$ ) con respecto al valor real del MLSS, un sesgo extremadamente bajo ( $-0,1 \pm 4,2$  W), y unos LdA muy bajos que también muestran un equilibrio entre individuos a los que se les sobrestima y a otros a los que se les infraestima el valor individual del Máximo Estado Estable de Lactato (Figura 23D; Tabla 12).

Tabla 12. Estadísticas comparativas de la potencia promedio al 20TT, FTP91, FTP95, FTP[EQ20] y FTP[EQ20+PAM] comparados con el MLSS.

MLSS = $250 \pm 16$ W	20TT	UPF95	UPF91	UPF [EQ <sub>20</sub> ]	UPF [EQ <sub>20+PAM</sub> ]
Potencia (W)	$276 \pm 20$	$262 \pm 19$	$251 \pm 18$	$250 \pm 13$	$250 \pm 15$
CV (%)	7,2%	7,3%	7,2%	5,2%	6,0%
Pearson (r valor)	0,951*	0,951*	0,951*	0,951*	0,965*
ANOVA (p valor)	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Bland Altman (W)					
Sesgo (DE)	26,3 (7,2)	12,3 (6,6)	1,2 (6,1)	0,1 (5,0)	-0,1 (4,2)
95%LdA	12,2 a 40,3	-0,7 a 25,3	-10,8 a 13,2	-9,8 a 9,9	-8,3 a 8,1

*20TT = Promedio potencia test 20TT; UPF91 = Coeficiente del 9% aplicado al 20TT; UPF95 = Coeficiente del 5% aplicado al 20TT; UPF[EQ20] = Regresión lineal simple: "MLSS(W) = 0,7489\*20TT + 43,203"; UPF[EQ20+PAM] = Regresión lineal múltiple "MLSS (W) = 0,5451\*20TT(W) + 0,2186\*PAM(W) + 18,784"; DE = Desviación estándar; CV = Coeficiente de variación; CCI = Coeficiente de Correlación Intraclase ; LdA = Límites de acuerdo; \* =  $p > 0,01$ .*

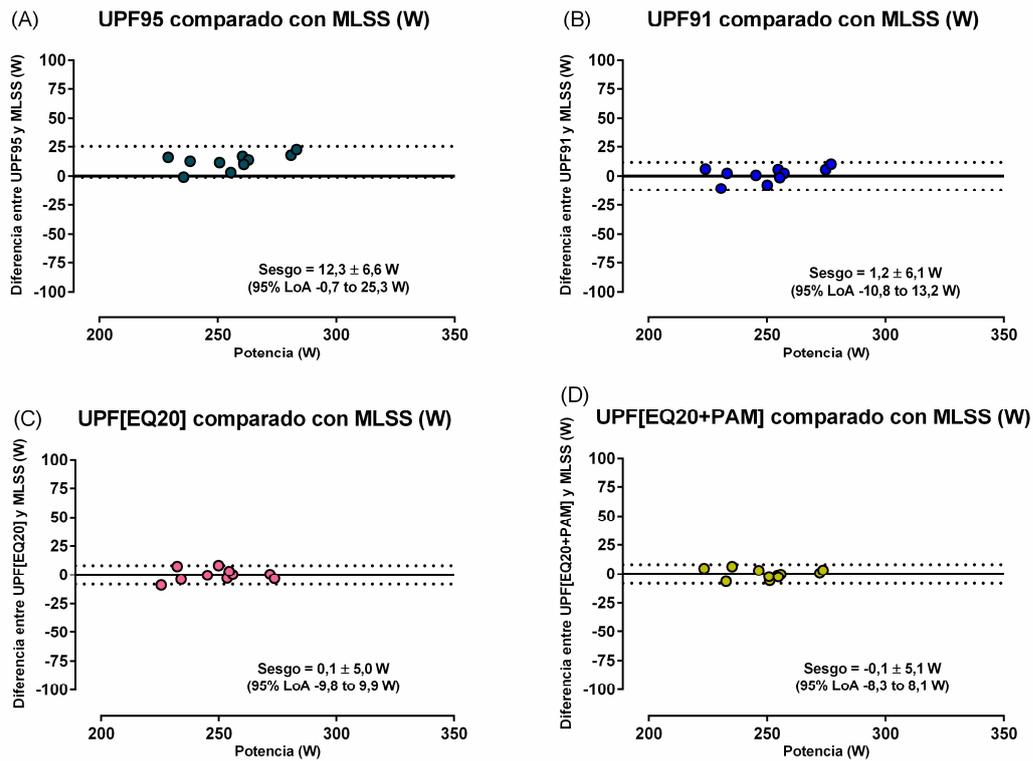


Figura 23. Gráfico Bland Altman de las diferencias absolutas entre las potencias promedio del MLSS y las del 95% del promedio de potencia del 20TT (A), 91% del promedio de potencia del 20TT (B), la ecuación de regresión lineal con el promedio del 20TT (C), y la ecuación de regresión lineal múltiple con el promedio de potencia del 20TT más la PAM (D).

Por último y en lo que respecta a las relaciones entre las variables, no se encontró ninguna correlación relevante entre el TLIM a MLSS ( $70:55 \pm 12:36$ ) y la carga del MLSS en términos relativos respecto al promedio del 20TT ( $CCI = -0,107$ ;  $p > 0,05$ ).

## Reproducibilidad intra-sujeto del test 20TT

La repetitividad individual del test 20TT (i.e., reproducibilidad intra-sujeto), reveló niveles de CV ( $-0,3 \pm 2,2$  %), y sesgo ( $0,7 \pm 6,3$  W; 95%LoA de -13,2 a 17,7 W) muy bajos (Figura 24A), así como una muy alta correlación ( $CCI = 0,966$ ;  $p < 0,05$ ) (Figura 24B).

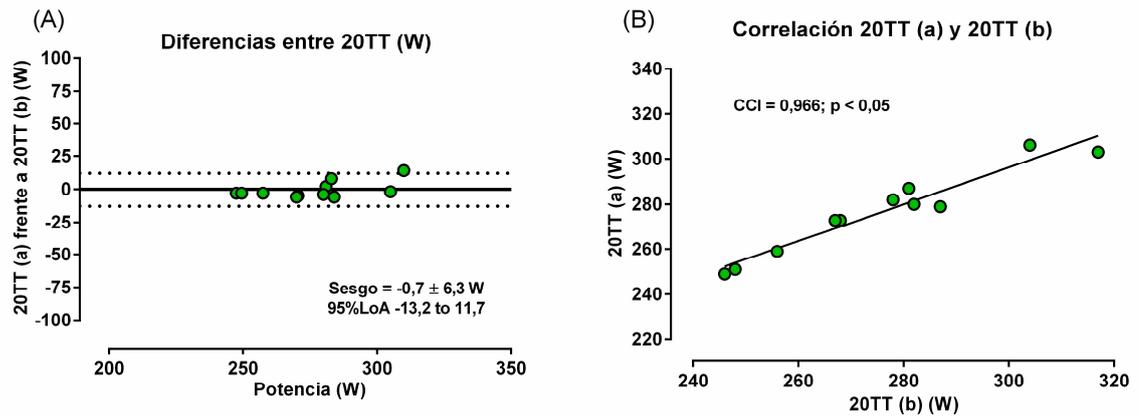


Figura 24. Análisis Bland Altman de las diferencias absolutas entre ambos tests 20TT (A) y correlación de los test-retest 20TT (B)

#### 4.4.3. Discusión

Esta investigación tuvo como principal objetivo analizar la validez y repetitividad de un test contrarreloj de 20 minutos en laboratorio, para predecir la carga del Máximo Estado Estable de Lactato en pedaleo. Aunque desde la incorporación masiva del potenciómetro portátil en las bicicletas de entrenamiento y competición, este test de estimación de campo de 20 minutos es tal vez, el más empleado en el mundo para constatar los efectos de un programa de intervención e individualizar las cargas de entrenamiento, su validez como estimador del Máximo Estado Estable de Lactato no fue corroborada en el origen, siendo además cuestionada recientemente (Estudio III, Allen & Coggan, 2006; Borszcz et al., 2018).

Los principales hallazgos de este estudio indican que, aunque el actual protocolo modificado del test 20TT es muy reproducible y estable en sujetos experimentados y familiarizados ( $CV = -0,3 \pm 2,2$  %; sesgo =  $0,7 \pm 6,3$  W), el tratamiento de datos que se ha venido aplicando a los resultados de la potencia promedio de este protocolo con un factor de corrección del 95% (Allen &

Coggan, 2006), sobrestima notablemente la posición del MLSS para los ciclistas y triatletas con el nivel de rendimiento analizado en este estudio (i.e., sesgo =  $12,3 \pm 6,6$  W; con un error máximo de la estimación de  $-0,7$  W a  $25,3$  W). Por el contrario, tras un calentamiento estandarizado y menos exigente que el descrito originalmente (Allen & Coggan, 2006), un test contrarreloj de 20 minutos en laboratorio permite estimar con un error muy limitado (i.e., sesgo =  $1,2 \pm 6,1$  W; LdA  $-10,8$  W a  $13,2$  W), la posición individual del MLSS, aplicándole un factor de corrección estándar del 91%. Aunque este factor de corrección es el promedio de la muestra estudiada ( $91 \pm 2$  %; LdA = 89 - 92 %), los resultados de esta investigación indican también que este índice corrector tiende a ser menor cuanto mayor es el valor absoluto del 20TT ( $r = -0,51$ ). Por ello, la sencilla ecuación de estimación polinómica de primer orden que se desprende de esta relación lineal (i.e., MLSS vs. 20TT) (Ecuación 2;  $r = 0,951$ ), que tiene en cuenta esta característica individual del valor absoluto de potencia sostenida en 20 minutos, optimiza de forma práctica la predicción del MLSS, disminuyendo el sesgo y los límites de acuerdo (i.e., sesgo =  $0,1 \pm 5,0$  W; LdA  $-9,8$  W a  $9,9$  W). Finalmente, una ecuación de regresión múltiple que tiene en cuenta, no solo el valor del 20TT, sino también la potencia aeróbica máxima (Ecuación 3;  $r^2 = 0,931$ ), permite reducir solo mínimamente el error de estimación (sesgo =  $-0,1 \pm 4,2$  W; LdA  $-8,3$  W a  $8,1$  W). A la vista de estos resultados, no parece que sea práctico ni recomendable el uso de esta ecuación, dado que en la práctica exigiría la realización previa de un test incremental máximo en rampa, sin obtener sustanciales mejoras en la estimación de la carga del MLSS.

Podría argumentarse que un calentamiento más exigente y de características similares al propuesto por los autores de referencia (Allen & Coggan, 2006), haría que el factor de corrección fuese más cercano al original del 95%. Sin embargo, el propósito de diseñar en este trabajo un calentamiento más corto se fundamentó en la necesidad que éste fuese coincidente con el

protocolo de calentamiento realizado en los tests de determinación del MLSS, evitando así los efectos perturbadores que las diferentes fatigas previas pudieran producir en la identificación de ambas intensidades.

Los resultados de esta investigación corroboran a su vez los hallazgos de estudios recientes que identifican al MLSS como un hito fisiológico distinto e intermedio entre el umbral aeróbico ( $VT_1$ ) y el umbral anaeróbico ( $VT_2$ ) (Bossi et al., 2017; Cerezuela-Espejo et al., 2018; Dekerle et al., 2003; Faude, Kindermann, & Meyer, 2009; Pallares et al., 2016; Peinado et al., 2016). Esta confirmación viene a recalcar, una vez más, que la identificación individual de la posición del MLSS resulta fundamental para el entrenamiento y competición del ciclista y triatleta de medio y alto nivel. Tal y como se ha descrito recientemente (Estudio III), el MLSS es la última intensidad en la que el factor limitante continúa siendo la disponibilidad del glucógeno. Cuando el ciclista pedalea apenas con unos vatios más de intensidad (35-55 W en individuos de  $65 \text{ ml}\cdot\text{kg}\cdot\text{min}^{-1}$ ), el sistema buffer del bicarbonato se ve desbordado (umbral anaeróbico –  $VT_2$ ), donde el factor limitante pasa a ser la acidosis periférica. Este hecho supone una caída abrupta del tiempo límite que un individuo podrá sostener, pasando en términos promedio, desde los 76 minutos del MLSS a los 11 minutos del  $VT_2$ .

Conocida la relevancia práctica y teórica de identificar individualmente el MLSS y de cuantificar los cambios que se producen sobre este hito fisiológico con el entrenamiento y el desentrenamiento, desde la implantación del potenciómetro portátil se han tratado de diseñar tests indirectos que permitan su detección con un coste de recursos humanos, materiales y temporales, sustancialmente menor que el que conlleva el propio test de referencia del MLSS (Beneke, 2003). Además de protocolos incrementales con registros de gases y lácticos (Pallares et al., 2016; Weston & Gabbett, 2001), los autores de referencia en el entrenamiento por potencia (Allen & Coggan, 2006) publicaron el

denominado perfil de potencia. Estos autores diseñaron un sistema de entrenamiento y valoración del rendimiento con registros de potencia, muy extendido actualmente, que se basa en dos hipótesis:

1º - Cambios en la máxima potencia promedio que se puede sostener durante un tiempo concreto (i.e., máximo promedio de vatios), van a representar sin lugar a duda, un cambio (positivo o negativo, según corresponda) en el rendimiento funcional a esa intensidad.

2º - Los tiempos límite asociados a algunos de los principales hitos fisiológicos de la vía aeróbica y anaeróbica, son conocidos y estables (i.e., alta reproductividad intra e inter-sujeto): Máximo Estado Estable de Lactato – 60 minutos; potencia aeróbica máxima – 5 minutos; capacidad anaeróbica láctica – 1 minuto; potencia anaeróbica láctica 5 segundos.

Tal y como se ha mencionado, aunque estos autores han diseñado un método completo de entrenamiento y valoración del estado de forma basado en que son correctas estas dos hipótesis, estudios recientes han venido a corregir, al menos en parte, estas presunciones. Respecto de la primera hipótesis, resultados de investigaciones recientes (Driller & Driller, 2012; MacInnis, Thomas, & Phillips, 2018), de nuestro propio laboratorio (Estudio III), e incluso los hallazgos del presente proyecto, corroboran esta afirmación, puesto que hemos registrado una muy alta reproducibilidad intra-sujeto en dos medidas de test contrarreloj consecutivas. Es decir, para un mismo individuo, un pequeño cambio al alza (5-10 W) en la máxima potencia media mantenida que se puede sostener en un tiempo concreto, debe representar sin lugar a duda, un cambio positivo en adaptaciones cardiorrespiratorias, neuromusculares y/o metabólicas que, en definitiva, han tenido como resultado una mejora del rendimiento funcional del deportista a esta intensidad. Por el contrario, la segunda hipótesis requiere de

una revisión profunda, puesto que los datos de estudios recientes de nuestro laboratorio sugieren que los tiempos límite a los principales hitos fisiológicos de la vía aeróbica y anaeróbica, son notablemente distintos de los predichos por Allen & Coggan (2006).

Concretamente, a lo que esta investigación se refiere del umbral de potencia funcional, los citados autores asociaron la máxima potencia media mantenida durante 60 minutos (i.e., el récord personal de la hora), como un reflejo directo del valor individual del Máximo Estado Estable de Lactato, sin necesidad de que el ciclista llevase a cabo en varios días consecutivos, con la suficiente recuperación, varios intentos de carga constante de 30 minutos, (Beneke, 2003). La extrema carga física y mental que requiere la ejecución de este protocolo contrarreloj de 60 minutos (60TT), lo hacía poco práctico, por lo que promovieron rápidamente una modificación de este test, recortándolo hasta los 20 minutos y aplicándole posteriormente el factor de corrección del 95% al resultado promedio, con el fin de estimar la posición del umbral de potencia funcional. Para nuestro conocimiento, la asociación del resultado del test contrarreloj de 60 minutos con una estimación del MLSS, no tuvo base empírica, es decir, no hay ningún estudio que haya analizado esta correspondencia. Por el contrario, recientemente se han publicado un número limitado de estudios que han analizado la validez del test reducido de 20TT, y su factor de corrección del 95% para la estimación del propio MLSS, o más bien, una estimación de este hito fisiológico. Concretamente, varios autores han analizado la capacidad predictiva del test 20TT como un estimador del umbral de lactato (Borszcz et al., 2018; Nimmerichter et al., 2010; Valenzuela et al., 2018), o del  $VT_2$  (Bossi et al., 2017; Nimmerichter et al., 2010), encontrando todos ellos una alta correlación entre ambos estimadores del MLSS. Concluyen por tanto estos autores que el 20TT puede ser un test de campo con adecuados niveles de validez para estimar el

MLSS. No obstante, en nuestra opinión, estas asunciones presentan dos errores importantes:

1. Todas estas investigaciones utilizan como referencia un test de estimación, que ya de por sí pueden no identificar correctamente el MLSS (e.g., IAT, LT), o claramente representan un hito fisiológico distinto (i.e.,  $VT_2$ ) (Cerezuela-Espejo et al., 2018; Dekerle et al., 2003; Pallares et al., 2016).
2. En su mayoría, estas investigaciones utilizan el análisis de correlaciones como único tratamiento de datos para identificar si un test es válido para predecir el resultado de otra variable. Una alta correlación ( $r > 0,900$ ) simplemente indica que el valor de una variable se incrementa cuando la otra también lo hace. Sin embargo, este valor no permite identificar si existe un error sistemático entre las medidas tomadas por ambos procedimientos. Igualmente, el estudio de la diferencia de medias mediante técnicas de inferencia, aunque puede identificar al menos en parte la presencia de un error sistemático, presenta una limitada efectividad por el escaso tamaño muestral que podemos incorporar a estos estudios ( $n = 11$ ), y por lo tanto, una reducida probabilidad de encontrar una diferencia significativa. En este contexto resulta más recomendable el método Bland-Altman (van Stralen, Jager, Zoccali, & Dekker, 2008), ya que sí puede revelar la presencia de un error sistemático y aleatorio en estos tamaños muestrales (Bland & Altman, 1999) (Figura 23).

En su mayoría, estas publicaciones concluyen que el 20TT puede ser un buen reflejo del rendimiento en alguna posición intermedia de la transición aeróbica-anaeróbica del ciclista, con escasa capacidad de concreción sobre qué hito fisiológico están exactamente prediciendo. Únicamente, MaInnis et al. (2018), de forma coincidente con nuestros resultados en los que hemos

encontrado que el factor de corrección estándar del 91% puede estimar con un menor error el MLSS, detectaron que el 20TT podría ser un estimador apropiado del valor promedio alcanzado en una contrarreloj de 60 minutos en ciclistas experimentados, aplicándole un factor de corrección del 90%, corrigiendo también de esta forma el índice original del 95% (Allen & Coggan, 2006). Aunque el 60TT no es un indicador válido del MLSS (Estudio III), sí puede considerarse un reflejo aproximado de este hito fisiológico en una parte importante de los ciclistas (Estudio III).

Aunque de menor aplicación práctica, algunos autores han tratado de encontrar relaciones entre diversos parámetros cardiorrespiratorios y funcionales con el umbral de potencia funcional (UPF), estimado este en una contrarreloj de 60 min (60TT) o con un test de 20TT. Concretamente, varias investigaciones han descrito correlaciones altas y moderadas entre el UPF y el  $VO_{2max}$ , tanto en valor absoluto (Bentley, McNaughton, Thompson, Vleck, & Batterham, 2001; Bossi et al., 2017; Nimmerichter et al., 2010), como relativo (Denham, Scott-Hamilton, Hagstrom, & Gray, 2017). Igualmente, Nimmerichter et al. (2010) encontraron altos niveles de correspondencia entre la PAM y el 20TT ( $r = 0,82$ ;  $p < 0,001$ ), resultados coincidentes con los alcanzados en este trabajo, ya que también hemos detectado una correlación elevada entre el 20TT y la PAM ( $r = 0,843$ ). No obstante, parece arriesgado utilizar estas correlaciones (que en su mayoría son solo moderadas), para estimar con el 20TT otros hitos fisiológicos distintos al propio MLSS, sin la realización de otros tratamientos de datos adicionales, dado que únicamente parecen indicar que un ciclista o triatleta que disponga de un mayor valor absoluto de potencia sostenida en 20 minutos, va a tener también un mayor valor de  $VO_{2max}$  o PAM.

Para confirmar la reproducibilidad absoluta (intra-sujeto) del test 20TT, los participantes de nuestro estudio llevaron a cabo, en estado de recuperación y

tras una adecuada familiarización, dos sesiones idénticas de contrarreloj de 20 minutos. Los resultados indican claramente la escasa variabilidad de la medida test-retest, habiendo detectado un CV extremadamente bajo ( $0,3 \pm 2,2 \%$ ), sesgos muy limitados ( $0,7 \pm 6,3 \text{ W}$ ; 95% LdA -13,2 a 11,7 W), además de una muy alta correlación ( $\text{CCI} = 0,966$ ;  $p < 0,05$ ). Estos resultados son similares a los registrados en tests de campo de 20TT realizados en llano (sesgo  $= -1,8 \pm 14,0 \text{ W}$ ) (Nimmerichter et al., 2010), con una pendiente promedio del 2,7% ( $r = 0,98$ ;  $\text{CV} = 4,0\%$ ) (Bossi et al., 2017), e incluso con estudios desarrollados en laboratorio ( $\text{CV} = 0,7 \%$ ; 95% LoA -0,9 a -2,3 %) (MacInnis et al., 2018). Estos hallazgos no hacen sino confirmar la presunción original de Allen y Coggan (2006) de que los resultados de los tests contrarreloj, especialmente el 20TT, bien sea desarrollado en test de campo o en laboratorio, son muy repetitivos y estables. Todo ello implica que cualquier modificación del resultado individual en la máxima potencia media mantenida durante una contrarreloj, deberá ser interpretado como un cambio real en el rendimiento funcional del deportista, y por lo tanto, puede utilizarse para monitorizar los cambios, avances o retrocesos, del rendimiento de un ciclista o triatleta que disponga de registros de potencia para el entrenamiento y competición.

En todo caso, esta elevada repetitividad de la medida debe también ser asociada a la alta experiencia y familiarización con la que contaban los participantes de este estudio (Currell & Jeukendrup, 2008; Zavorsky et al., 2007). Uno de los principales inconvenientes de este protocolo de 20TT, o de cualquier otro test contrarreloj desarrollado por tiempo o distancia, es que su resultado va a depender notablemente de la distribución del esfuerzo o *pacing*, que haya mantenido el ciclista durante la prueba. No obstante, Currell y Jeukendrup (2008) sugirieron que, para deportistas con una alta experiencia y familiarización con los tests, además de una alta capacidad volitiva para poder obtener la mejor marca personal en cada momento, los protocolos contrarreloj por tiempo o distancia

ante una resistencia fija (e.g., 20TT o 60TT), son más reproducibles que los test TLIM en los que el ciclista debe superar hasta la extenuación una misma carga externa sostenida por un ergómetro.

Igualmente, la alta repetitividad del resultado de este protocolo debe circunscribirse exclusivamente en el contexto concreto en el que se ha medido, ya que cualquier cambio en el procedimiento puede alterar notablemente la máxima potencia media sostenida en 20 minutos. Así por ejemplo, estudios recientes han confirmado que los resultados de este protocolo 20TT, o cualquier otro test con registros de potencia en campo donde la pendiente de pedaleo sea superior a los 0° grados, van a producir una mejora de la eficiencia y por ende, de la potencia media (Nimmerichter et al., 2010; Nimmerichter, Eston, Bachl, & Williams, 2012). Del mismo modo, los test de campo, incluso en una pendiente constante del 0°, van a facilitar la disipación de calor, amortiguando la deriva cardiaca y metabólica, y de esta forma también incrementado el valor de la potencia media sostenida, en comparación con los de test de laboratorio (Kenny, Reardon, Marion, & Thoden, 1995; Smith, Davison, Balmer, & Bird, 2001). Finalmente, aunque en términos generales siempre es más recomendable favorecer la validez ecológica mediante el uso de cadencias y desarrollos libres para los test de campo y laboratorio (Brisswalter et al., 2000; Hansen & Smith, 2009), Nimmerichter et al. (2012) corroboraron que cambios sustanciales en la cadencia promedio pueden afectar a la estabilidad de la medida.

Por último, una vez demostrada la alta variabilidad inter-sujeto del tiempo hasta la extenuación a intensidad del MLSS (Estudio III; CV = 16,3%), quisimos intentar reducir esa incertidumbre utilizando el resultado del test contrarreloj de 20 minutos en laboratorio, mucho más asequible y práctico, para tratar de ayudar a predecir el valor de este TLIM. Por ello, tras concluir sendos protocolos 20TT, todos los participantes fueron sometidos a un TLIM a MLSS y sus datos fueron

utilizados en un análisis de regresión para intentar explicar su varianza. Los resultados de este procedimiento demuestran que no existe correlación entre este TLIM y la posición que ocupa la intensidad del MLSS respecto al valor promedio del 20TT ( $r = -0,107$ ;  $p > 0,05$ ). Tampoco el valor del 20TT relativo a la PAM (i.e.,  $\%20TT/PAM$ ) permite explicar la variabilidad biológica que hemos detectado en el TLIM a MLSS ( $r = -0,559$ ;  $p > 0,05$ ), seguramente debido a que los principales factores limitantes del test 20 minutos y de la PAM son notablemente diferentes de los del propio MLSS.

## 4.5. Estudio V

### 4.5.1. Metodología

#### Sujetos

Once ciclistas y triatletas varones, entrenados y con más de 2 años de experiencia en entrenamiento de resistencia, se ofrecieron como voluntarios para participar en este estudio ( $35,0 \pm 9,3$  años, masa corporal  $72,6 \pm 10,3$  kg, grasa corporal  $9,2 \pm 1,9\%$ , sumatorio de  $\Sigma 8$  pliegues cutáneos  $81,9 \pm 25,5$  mm, altura  $174,5 \pm 6,7$  cm,  $VO_{2max}$   $58,2 \pm 6,1$  ml·kg<sup>-1</sup>·min<sup>-1</sup>). Los sujetos fueron reclutados en clubes locales de ciclismo y triatlón. Ninguno de los participantes presentaba limitaciones físicas o lesiones musculoesqueléticas que pudieran afectar al entrenamiento. Los ciclistas se sometieron a un examen médico completo (incluido ECG) que mostró que todos estaban en buen estado de salud. El estudio, que se realizó según la declaración de Helsinki, fue aprobado por la Comisión de Ética de la Universidad de Murcia. Se obtuvo el consentimiento informado por escrito de todos los sujetos antes del inicio de su participación. Además, todos los sujetos fueron informados sobre el objetivo, las posibles molestias y los posibles beneficios de los experimentos.

#### Diseño del estudio

Los participantes se sometieron a una prueba incremental con examen médico completo (incluido ECG) ( $IMA_{pre}$ ), con tres objetivos:

- a) Descartar anomalías cardíacas o enfermedades en cualquiera de los participantes,

- b) Minimizar el sesgo de aprendizaje progresivo sobre la fiabilidad de la prueba (i.e., familiarización),
- c) Descartar cualquier participante con valores de  $VO_{2\text{máx}}$  inferiores a  $50,0 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ .

Los participantes visitaron el laboratorio entre 7 y 8 ocasiones, en un período de 3 semanas, realizando solo una prueba cada día y con una separación mínima de 48 horas entre pruebas. En la primera sesión los ciclistas realizaron un test incremental (IMA) para establecer la potencia (W) asociada a la Potencia Aeróbica Máxima, así como sus respectivos  $VO_{2\text{max}}$  (Lucía et al., 2000; Pallares et al., 2016).

A continuación, los participantes visitaron el laboratorio en 2 o 3 ocasiones adicionales con el fin de determinar la carga asociada al Máximo Estado Estable de Lactato (MLSS), además de realizar una prueba de 30 minutos a la intensidad específica del citado MLSS. Finalmente, los sujetos completaron en dos ocasiones la prueba de determinación del MLSS en un sólo día (1day-MLSS), compuesta por entre tres y cuatro escalones de diez minutos de duración cada uno (Figura 25).

Los sujetos realizaron las pruebas en sus propias bicicletas. Estas bicicletas fueron instaladas en el rodillo con freno electromagnético Cycleops Hammer (CycleOps, Madison, EE. UU.) (Lillo-Bevia & Pallarés, 2017). Se solicitó a los participantes que pedalearan sentados en todo momento con el fin de controlar las posibles diferencias en la economía del pedaleo (Arkesteijn et al., 2016). Igualmente, se les permitió elegir libremente su cadencia preferida (Denadai et al., 2006). Durante cada prueba la potencia (W) y la cadencia ( $\text{rev}\cdot\text{min}^{-1}$ ) establecida por el rodillo se transmitió a un ciclocomputador Garmin 1000 (Garmin International Inc., Olathe, KS, USA) instalado en el manillar, grabando los resultados a una frecuencia de 1 Hz.

Todos los tests se realizaron en el mismo rango horario ( $\pm 3$  h) con el fin de controlar los posibles efectos del ritmo circadiano (Pallares et al., 2014), así como en condiciones ambientales similares ( $22,1 \pm 2,5^\circ$  C y  $39,9 \pm 5,4\%$  de humedad relativa). En todos los tests se activó un ventilador posicionado a 1,5 metros del participante, con una velocidad de  $2,55 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  (Morán-Navarro et al., 2018). Para mantener el rendimiento físico durante todo el periodo que duró el periodo experimental (3-4 semanas), los participantes siguieron un protocolo de entrenamiento individual, que consistió en sesiones de ciclismo de hasta 150 minutos, a intensidad equivalente al  $VT_1$ , con esfuerzos de 5-7 minutos al 90-95% del  $VT_2$  intercalados cada 20 minutos. Las sesiones de entrenamiento se repitieron cada 48 horas, con un mínimo de 24 horas de recuperación antes de la realización de cada test.

Se solicitó a todos los sujetos que mantuvieran sus hábitos alimenticios constantes,

siguiendo un tipo similar de dieta alta en carbohidratos durante los días previos a las pruebas, alcanzando al menos  $7 \text{ gr}\cdot\text{kg}^{-1}$  durante las 24 horas previas (Bussau et al., 2002). La última comida se ingirió 3 horas antes del comienzo de cada sesión. Finalmente, se prohibió la ingesta durante las 24 horas previas a cada test, de cualquier sustancia estimulante que pudiese afectar a los resultados del estudio. A los sujetos se les permitió beber agua *ad libitum* durante el desarrollo de las pruebas de MLSS y 1day\_MLSS.

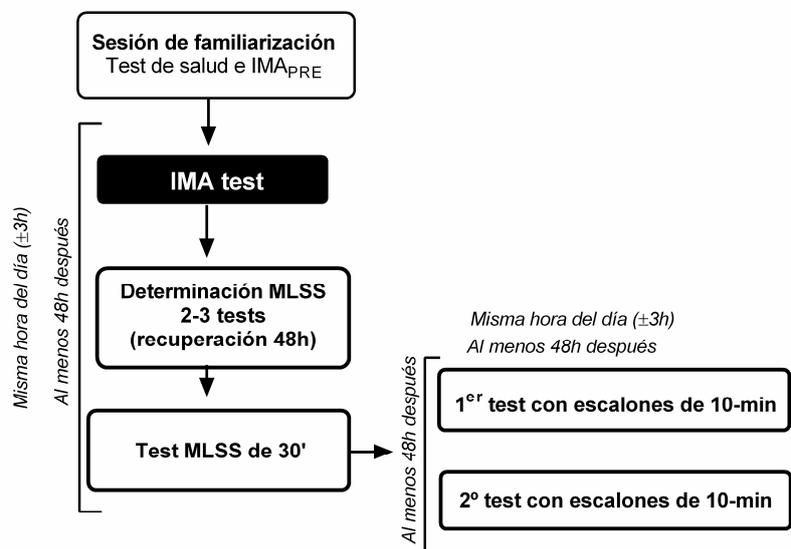


Figura 25. Diseño estudio V

## Protocolo

### *Test de ejercicio incremental máximo (IMA)*

Tras un calentamiento estandarizado de 5 minutos a 50 W, todos los participantes desarrollaron un protocolo en rampa con incrementos de 25 W·min<sup>-1</sup> hasta la extenuación con cadencia libre, de acuerdo con una modificación del protocolo descrito por Lucía et al. (2000). La configuración de este test (i.e., carga inicial e incrementos), permitió a estos ciclistas finalizar la prueba entre 12 y 14 minutos una vez concluido el calentamiento. Estos protocolos se han mostrado efectivos para localizar la transición aeróbica-anaeróbica (VT<sub>1</sub> y VT<sub>2</sub>), pero también el verdadero VO<sub>2max</sub> del participante (Bentley et al., 2007; Cerezuela-Espejo et al., 2018; Julio et al., 2017; Pallares et al., 2016). Durante este protocolo se registró respiración a respiración el consumo de oxígeno (VO<sub>2</sub>), la producción de dióxido de carbono (VCO<sub>2</sub>) y la ventilación (VE), mediante un sistema de calorimetría indirecta (Cortex Metalyzer 3B, Leipzig, Germany), el cual fue calibrado inmediatamente antes de cada prueba. Treinta minutos antes del inicio de cada test, los participantes ingirieron entre 200 y 250 ml de agua para asegurar un nivel de hidratación adecuado (1020 usg) (Fernandez-Elias et al., 2014). La frecuencia cardiaca fue monitorizada continuamente (Polar Bluetooth H7, Finland) y al principio de cada test se obtuvieron muestras de sangre capilar del lóbulo de la oreja para el análisis de lactato (valores basales), así como tres minutos después de finalizar cada prueba (Lactate Pro2, Arkray, Japan) (Bonaventura et al., 2015). Cada participante indicó su percepción subjetiva de esfuerzo al finalizar cada escalón, usando una escala de Borg 6–20, donde “6” se define como un esfuerzo “muy, muy ligero” y “20” un esfuerzo “máximo y extenuante” (Borg, 1982).

La Potencia Aeróbica Máxima (PAM) se definió como la potencia mínima que propició el consumo máximo de oxígeno ( $VO_{2max}$ ). Al menos tres de los siguientes criterios fueron necesarios para considerar que se había alcanzado el  $VO_{2max}$  (Pérez Ruiz, 2006):

i) Meseta en los valores de  $VO_2$  (i.e., un incremento en los valores de  $VO_2$  entre dos o más escalones consecutivos de menos de  $1,5 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$  (Munoz et al., 2015).

ii) Un valor en la tasa de intercambio respiratorio  $\geq 1,10$ .

iii) Alcanzar una frecuencia cardiaca máxima ( $FC_{max}$ ) superior al 95% del máximo previsto para la edad del deportista (Whaley et al., 1992).

iv) Alcanzar una concentración de lactato en sangre capilar superior a los  $8 \text{ mmol}\cdot\text{L}^{-1}$ , a los tres minutos de concluir el test.

Se determinó el Primer Umbral Ventilatorio ( $VT_1$ ) usando el criterio de un incremento simultáneo en el equivalente ventilatorio de oxígeno ( $VE/VO_2$ ) y en la presión parcial del oxígeno ( $P_{et}O_2$ ), sin incremento concurrente en el equivalente ventilatorio del dióxido de carbono ( $VE/VCO_2$ ) (Figura 5). Por su parte, el Segundo Umbral Ventilatorio ( $VT_2$ ) se determinó usando el criterio de un incremento simultáneo del  $VE/VO_2$  y del  $VE/VCO_2$  y un descenso en la presión parcial del dióxido de carbono ( $P_{et}CO_2$ ) (Figura 6). Dos observadores independientes y con experiencia detectaron el  $VO_{2max}$ ,  $VT_1$  y  $VT_2$ . En el caso de existir algún desacuerdo, se consideró la opinión de un tercer observador.

Se realizaron varias pruebas con cargas de trabajo constante de 30 minutos para identificar la carga de trabajo más alta (i.e., W), que provocaba un incremento en la concentración sanguínea de lactato inferior a  $1 \text{ mmol}\cdot\text{L}^{-1}$  entre los minutos 10 y 30 de ejercicio. Como calentamiento y para todas las pruebas, los sujetos realizaron dos escalones de cinco minutos de duración cada uno, a

una intensidad del 80% y del 90% del  $VT_1$ . El primer test de estimación del MLSS se realizó con la carga equivalente al 70% del valor individual de la PAM (de Oliveira Cruz et al., 2015; Pallares et al., 2016). Dependiendo del resultado de la primera prueba de determinación del MLSS, la carga de trabajo de la segunda y siguientes pruebas de MLSS aumentó o disminuyó en  $0,2 \text{ W}\cdot\text{Kg}^{-1}$  ( $\sim 15\text{W}$ ) (Beneke, 2003), hasta que se cumplieron los criterios establecidos. El MLSS se identificó como la carga intermedia entre las dos últimas intensidades analizadas (interpolación). Se necesitaron entre 2 y 3 pruebas para determinar la carga de trabajo (W) asociada con el MLSS para cada ciclista. Finalmente, y al menos 48 horas después de la última prueba, se les pidió a los sujetos que realizaran una prueba de 30 minutos a la intensidad correspondiente al MLSS previamente determinada. Los valores de FC, [Lact], PSE y cadencia se registraron cada diez minutos.

### *Test con escalones de 10 minutos (1-day-MLSS)*

En días separados (48-72 h), cada ciclista realizó dos pruebas de ejercicio incremental idénticas, compuestas de cuatro escalones de 10 minutos, realizadas con cadencia libre. Durante cada prueba, el rodillo con freno electromagnético estableció la carga en modo hiperbólico, por lo que la potencia de trabajo fue independiente de la cadencia. El calentamiento consistió en 5 minutos al 35% y 5 minutos al 45% de las respectivas PAM. La carga de trabajo inicial se estableció en el 63% de la PAM individual determinada previamente (i.e.  $IMA_{pre}$ ). La carga de trabajo de la segunda y siguientes etapas se aumentó en  $0,2 \text{ W}\cdot\text{Kg}^{-1}$  ( $\sim 15\text{W}$ ), hasta que los sujetos completaran las cuatro etapas, o bien hasta el abandono por agotamiento. Los datos de potencia, FC, PSE y [Lact] se registraron en los minutos 5 y 10 de cada escalón. Para evitar la influencia del test-retest, los sujetos solo fueron informados del tiempo transcurrido, no recibieron ninguna información sobre los valores fisiológicos, la potencia, o la cadencia, que desarrollaron durante la primera prueba.

Se definieron tres nuevos constructos "1day\_MLSS" para el análisis de resultados de este estudio:

- i) DIF\_5to10: 1day-MLSS se consideró como la carga de trabajo del último escalón alcanzado, donde el valor de [Lact] entre los minutos quinto y décimo, no superase  $\leq 1 \text{ mmol}\cdot\text{L}^{-1}$ .
- ii) DIF10to10: 1day-MLSS se consideró como la carga de trabajo del último escalón en el que el [Lact] fuera  $\leq 1 \text{ mmol}\cdot\text{L}^{-1}$ , comparando el [Lact] del décimo minuto del escalón con el [Lact] del décimo minuto del escalón previo.
- iii) DIFmean: 1day-MLSS se consideró como la carga de trabajo del último escalón donde el promedio del [Lact] de los minutos quinto y décimo de cada escalón fuese  $\leq 1 \text{ mmol}\cdot\text{L}^{-1}$ , comparado con la media del [Lact] de los minutos quinto y décimo del escalón previo. En el caso de que los sujetos no completaran los 10 minutos de cualquier escalón, se consideraba como valor del 1day-MLSS a la carga de trabajo del escalón inmediatamente anterior.

## Composición corporal

En el primer día del test y en condiciones de ayuno (al menos 7 h) se tomó una línea base de la altura, masa corporal y sumatorio de ocho pliegues cutáneos (bíceps, tríceps, subescapular, supraespinal, suprailíaco, abdominal, muslo frontal y pierna medial), seis perímetros (brazo relajado y en tensión, glúteo, cintura, pantorrilla y muslo medio) y finalmente tres diámetros (biepicondíleo del húmero, biepicondíleo del fémur y muñeca). Todas las mediciones se realizaron de acuerdo con las directrices de la International Society for the Advancement of Kineanthropometry (ISAK) (Stewart & Marfell-Jones, 2011). La talla se midió con una precisión de 0,1 cm durante una inhalación máxima y la masa corporal se

estableció con una precisión de 0,1 kg empleando para ello una báscula calibrada (Seca 714, Hamburg, Germany). Los pliegues cutáneos se midieron con un plicómetro Harpenden (British Indicators, West Sussex, UK [precisión de 0,2 mm]). La masa grasa total en valor absoluto y relativo fue calculada para cada atleta siguiendo los procedimientos de Carter et al. (1982).

## Análisis estadístico

Se utilizaron métodos estadísticos estándar para el cálculo de las medias aritméticas, las desviaciones estándar (DE) y el intervalo de confianza del 95%. Se analizó la normalidad en la distribución de los datos y la homogeneidad de las varianzas utilizando una prueba de normalidad Shapiro-Wilk y una prueba de Levene, respectivamente. Algunos datos mostraron una distribución anormal, por lo que se realizó una transformación logarítmica para garantizar la distribución normal. La validez entre el método de referencia del MLSS y los tres constructos (i.e., DIF\_5to10, DIF\_10to10 y DIF\_mean), fue evaluada utilizando una prueba ANOVA de medidas repetidas, seguida de comparaciones por pares (ajuste de Bonferroni), coeficiente de correlación intraclase (CCI) y gráficos Bland-Altman (Bland & Altman, 1999). La fiabilidad de estos tres constructos se determinó utilizando los coeficientes de variación (CV), CCI y Bland-Altman. El tamaño de las correlaciones se evaluó de la siguiente manera;  $r < 0,7$  bajo;  $> 0,7$  y  $r < 0,9$  moderado y  $r > 0,9$  alto (Vincent, 2005). El tamaño del efecto (d) también se calculó para cada constructo, como el promedio de potencia de los 30 minutos del MLSS menos la potencia media de los tests "1day\_MLSS", dividido por la desviación estándar combinada (DE). Los análisis se realizaron usando el software disponible en el mercado GraphPad Prism 6.0 (GraphPad Software, Inc., CA, EE. UU.) e IBM SPSS versión 21.0 (SPSS Inc., Chicago, IL). La significación estadística se estableció en un nivel alfa  $\leq 0,05$ .

## 4.5.2. Resultados

### Validez del test 1day-MLSS

La potencia media a la que se encontró la intensidad del MLSS en estos atletas bien entrenados fue de  $247 \pm 22$  W, mientras que la potencia media calculada del MLSS con los tests 1day-MLSS fue de  $250 \pm 25$  W,  $245 \pm 23$  W y  $243 \pm 21$  W, para los constructos DIF\_5to10, DIF\_10to10 y DIF\_mean, respectivamente. No se detectaron diferencias significativas entre los resultados del MLSS y cualquiera de los constructos del 1day-MLSS ( $p > 0,05$ ) (Tabla 13). Se encontraron altos coeficientes de correlación entre la carga de trabajo de MLSS y los constructos DIF\_10to10 y DIF\_mean (CCI = 0,960 y 0,925, respectivamente), mientras que solo se encontró una correlación moderada con el constructo DIF\_5to10 (CCI = 0,850) (Tabla 13). Los diagramas de Bland-Altman revelaron bajos sesgos, DE de sesgo, así como bajos límites de acuerdos para los constructos

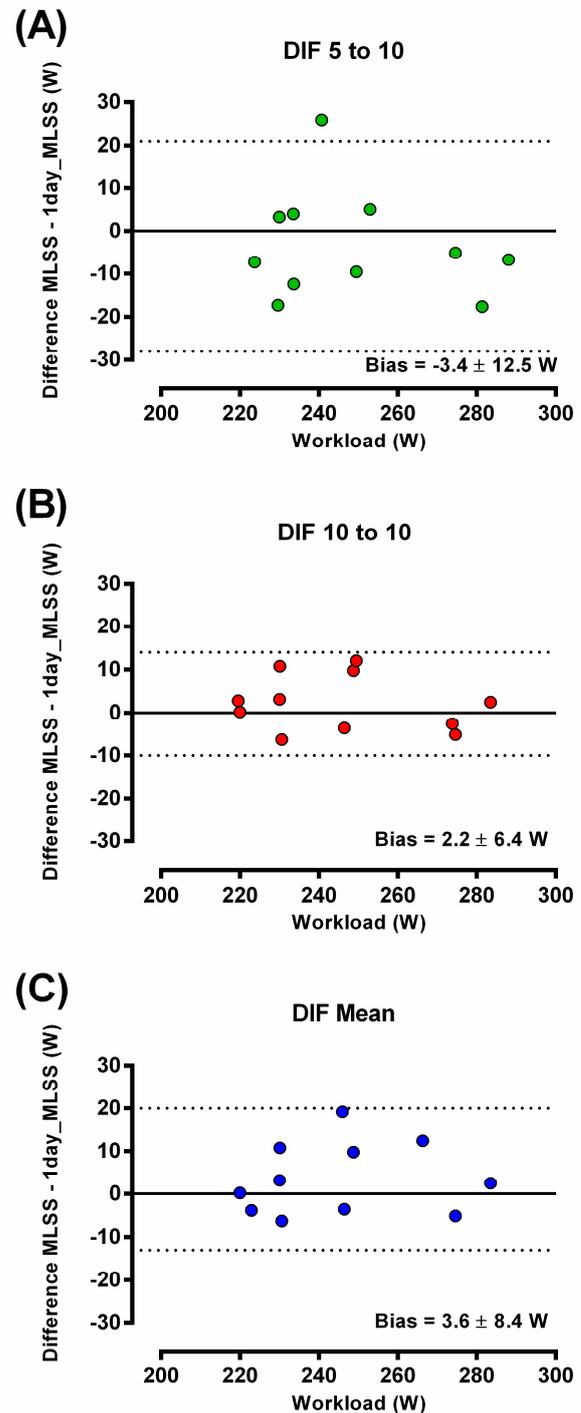


Figura 26. Resultados del gráfico Bland-Altman del estudio 1day\_MLSS

DIF\_5to10 y DIF\_mean, pero especialmente para el análisis DIF\_10to10 (sesgo =  $2,2 \pm 6,4$  W, Tabla 13, Figura 26B).

Se encontraron valores medios significativamente menores entre los niveles de esfuerzo percibido reportados por los participantes en el décimo minuto del MLSS ( $12,7 \pm 1,1$ ) y los de los tres constructos del 1day\_MLSS analizados ( $15,5 \pm 1,5$ ,  $14,3 \pm 1,3$  y  $14,1 \pm 1,6$  para DIF\_5to10, DIF\_10to10 y DIF\_mean respectivamente;  $p < 0,05$ ). Asimismo, los valores de frecuencia cardíaca detectados en los tres constructos del 1day\_MLSS ( $160 \pm 8$ ,  $157 \pm 8$ ,  $156 \pm 7$  ppm) para DIF\_5to10, DIF\_10 to10, DIF\_mean y MLSS respectivamente, fueron significativamente más altos que los valores medios de frecuencia cardíaca alcanzados en el décimo minuto de los tests de MLSS ( $154 \pm 8$  ppm;  $p < 0,05$ ).

Tabla 13. Comparación de los valores de potencia obtenidos en el MLSS y en el 1day-MLSS tests.

	MLSS	1day-MLSS (W)		
	(W)	DIF_5to10	DIF_10to10	DIF_mean
Media $\pm$ DE	$247 \pm 22$	$250 \pm 25$	$245 \pm 23$	$243 \pm 21$
CCI (r valor)	--	0,850	0,960	0,925
Bland Altman (W)				
Sesgo	--	-3,4 W	2,2 W	3,6 W
DE Sesgo	--	12,5 W	6,4 W	8,4 W
LdA	--	-28,4 a 21,6	-10,6 a 15,1	-13,2 a 20,4
Tamaño del efecto (d)	--	0,14	-0,10	-0,17

CCI = Coeficiente de correlación intraclase; DE = Desviación estándar; LdA = Límites de acuerdo

### *Fiabilidad intra-sujeto de las pruebas de 1day-MLSS*

La fiabilidad intra-sujeto (test 1 frente a test 2) reveló bajos CV (rango de  $0,4 \pm 7,4$  % a  $2,4 \pm 5,0$  %), sesgos bajos, especialmente para el constructo DIF\_10to10 ( $2,2 \pm 6,4$  W), así como CCI moderados, especialmente los constructos DIF\_10to10 y DIF\_mean (0,846 y 0,841). La Tabla 14 muestra los

resultados promedio y el análisis de datos de fiabilidad absoluta obtenida en los constructos 1day-MLSS.

Tabla 14. Datos del test-retest del 1day-MLSS test.

	1day-MLSS test-retest					
	Promedios $\pm$ DE (W)		CCI (r valor)	Sesgo $\pm$ DE	95% LdA	CV
	Test 1	Test 2				
<b>DIF_5to10</b>	252 $\pm$ 25	249 $\pm$ 27	0,739	3,9 $\pm$ 18,2	-32,4 a 40,3	1,4 $\pm$ 7,4%
<b>DIF_10to10</b>	248 $\pm$ 27	242 $\pm$ 22	0,846	8,7 $\pm$ 14,8	-23,4 a 35,9	0,4 $\pm$ 5,5%
<b>DIF_mean</b>	245 $\pm$ 23	242 $\pm$ 22	0,841	6,4 $\pm$ 12,6	-21,7 a 28,7	2,4 $\pm$ 5,0%

CCI = Coeficiente de correlación intraclass; DE = Desviación estándar; CV = Coeficiente de variación; LdA = Límites de acuerdo.

### 4.5.3. Discusión

El primer objetivo de este estudio fue confirmar si el test 1day-MLSS puede ser considerado un sustituto válido y fiable de la prueba directa de determinación del MLSS en ciclismo. El principal hallazgo fue que el constructo DIF\_10to10 del test 1day-MLSS, es un método válido y fiable para estimar la carga de trabajo de la intensidad MLSS, requiriendo recursos y dedicación temporal sustancialmente menores que la metodología de referencia.

La detección de la intensidad equivalente al MLSS es particularmente importante debido a que la posición de este hito fisiológico es altamente predictivo de pruebas de entre 30 y 90 minutos, y que una parte sustancial del entrenamiento aeróbico en deportistas de resistencia se lleva a cabo en intensidades próximas a esta (Pallares & Morán-Navarro, 2012; Ronnestad et al., 2014). Diferentes estudios han intentado hasta el momento estimar el MLSS de forma simplificada, tanto en ciclismo, como en carrera a pie, utilizando diversas metodologías. Atendiendo a los registros de calorimetría indirecta, distintos investigadores han tratado de conocer la asociación o correspondencia entre la

potencia asociada al  $\text{RER} = 1,00$  y la carga del MLSS, con resultados contradictorios. Leti et al. (2012) encontraron en corredores bien entrenados una alta correlación entre la velocidad del MLSS y la velocidad a la que se alcanzaron los valores de  $\text{RER} = 1,00$  ( $r = 0,79$ ;  $p = 0,0008$ ). Por su parte, Laplaud et al. (2006) también reportaron una muy alta correlación en ciclistas bien entrenados entre el  $\text{RER} = 1,00$  y el MLSS ( $r^2 = 0,95$ ,  $p < 0,0001$ ). Finalmente, Pallarés et al. (2016) encontraron valores similares en ciclistas bien entrenados, entre la intensidad que provocó un  $\text{RER} = 1,00$  y la intensidad a la que se determinó el MLSS ( $259 \pm 36$  W vs.  $255 \pm 32$  W), aunque el coeficiente de correlación entre ambas intensidades fue muy bajo ( $r = 0,17$ ,  $p = 0,397$ ). A pesar de que todas estas publicaciones parecen sugerir que el  $\text{RER} = 1,00$  podría ser un buen predictor de la intensidad del MLSS, incluso mejor que los propios umbrales ventilatorios (Pallares et al., 2016), esta valoración requiere de mediciones con calorimetría indirecta, un equipo de alto coste y precisa además de una alta cualificación del evaluador, por lo que en la práctica pierde utilidad.

Otro método para predecir en un solo día una intensidad que reproduzca la del MLSS fue propuesto por Billat, Bernard, Pinoteau, Petit, & Koralsztein (1994). Estos autores realizaron en tapiz rodante dos escalones a velocidad constante de 20 minutos de duración con corredores muy experimentados, a intensidades relativas próximas al 65% y 90% del  $\text{VO}_{2\text{pico}}$ . Se tomaron muestras de [Lact] en los minutos 5 y 20 de cada escalón, con un descanso entre ellos de 40 minutos, y utilizaron el incremento de acidosis entre escalones para estimar la posición del MLSS sin llegar a corroborarlo. Un trabajo de validación de esta metodología fue desarrollado por Kilding & Jones (2005), comparando los resultados previamente mencionados con el protocolo de referencia (Beneke, 2003) (i.e., 3 o 4 escalones de 30 minutos de duración en sesiones independientes). Los resultados mostraron correlaciones mínimas entre ambos resultados ( $r = 0,29$ ,  $p = 0,49$ ) y concluyeron que los dos escalones de 20 minutos de duración subestimaban

sustancialmente los valores de velocidad, concentración de [Lact] en sangre, así como el porcentaje de  $VO_{2max}$  alcanzados a la intensidad real del MLSS.

Igualmente, otros autores han tratado de estimar el MLSS a través de la percepción subjetiva del esfuerzo (PSE) mediante la escala de Borg de 6 a 20 (Borg, 1982). En este sentido, Madrid et al. (2016) llevaron a cabo un protocolo de validación incremental compuesto por tres escalones de diez minutos, desarrollados a unas intensidades equivalentes a las PSE calificadas como 10 (PSE-10), 13 (PSE-13) y 16 (PSE-16) en un test IMA previo. El escalón que obtuvo las mejores correlaciones con la intensidad de MLSS fue el desarrollado a PSE-13 ( $r = 0,78$ ;  $p < 0,01$ ), aunque también se registró una alta variabilidad inter-sujeto (sesgo =  $-4,7$  W; 95% LdA  $-27,0$  W a  $17,6$  W) y no se reportaron resultados de la fiabilidad absoluta (i.e., test-retest). Pallares et al. (2016), tras haber detectado la carga del MLSS según el método de referencia, evaluaron la PSE asociada a esta carga del MLSS durante un test IMA con escalones de un minuto de duración. Estos autores encontraron nuevamente que la PSE 13 fue la que mejor acuerdo tuvo con la intensidad del Máximo Estado Estable de Lactato. En lo que respecta a los resultados obtenidos en el presente estudio, estos mostraron que la PSE media de los tres constructos analizados del test 1day\_MLSS fue significativamente más alta que los alcanzados en las pruebas de determinación del MLSS desarrolladas mediante el protocolo de referencia. Tal diferencia podría explicarse por el hecho de que, a medida que pasa el tiempo, la fatiga acumulada en el sistema cardiorrespiratorio y neuromuscular, así como la fatiga psicológica, propiciaron que el participante tuviese una percepción subjetiva del esfuerzo superior para una misma intensidad en valor absoluto (i.e., mismos vatios). Parece por tanto necesario destacar que en este protocolo 1day\_MLSS, la PSE no va a ser un indicador útil para detectar el MLSS, y resulta necesario obtener los registros de [Lact] para identificar este hito fisiológico.

Un gran número de autores han intentado validar otras pruebas y protocolos para estimar la carga de trabajo a intensidad de MLSS mediante el uso de pruebas incrementales y el correspondiente análisis del [Lact]. Hauser, Adam, y Schulz (2014) detectaron correlaciones significativas ( $r = 0,89$ ) entre el MLSS y el inicio de la acumulación de lactato sanguíneo ( $OBLA_{4mmol}$ ) (Sjodin & Jacobs, 1981), el umbral anaeróbico individual (IAT) (Jones & Doust, 1998) ( $r = 0,83$ ), y el modelo de lactato  $+1.5 \text{ mmol}\cdot\text{L}^{-1}$  (Dickhuth et al., 1999) ( $r = 0,88$ ). En todos estos análisis se encontraron grandes diferencias individuales basadas en el modelo de Bland-Altman (Bland & Altman, 1999). Pallares et al. (2016) también encontraron un alto coeficiente de correlación entre el MLSS y el umbral de lactato  $+ 0,5 \text{ mmol}\cdot\text{L}^{-1}$  o el  $OBLA_{4mmol}$  ( $r > 0,78$ ,  $p < 0,05$  en todos los casos). Nuevamente se encontraron grandes diferencias individuales basadas en el análisis Bland-Altman entre el MLSS y el Umbral de Lactato  $OBLA_{4mmol}$ , aunque sí identificaron un bajo sesgo entre el MLSS y el umbral de lactato  $+ 0,5 \text{ mmol}\cdot\text{L}^{-1}$  ( $-4,5 \pm 23,2 \text{ W}$ ). En su conjunto, todos estos resultados previos sugieren que la detección del MLSS mediante protocolos de valoración incrementales puede no ser la mejor opción.

Un factor clave para evaluar la validez de una metodología es saber con qué probabilidad se puede predecir el verdadero valor. En este sentido, Palmer et al. (1999) detallaron que su método, que consistió en dos segmentos de carrera de 27 min en una tapiz rodante, donde se registraban las muestras de sangre capilar cada 3 minutos de cada escalón de 9 minutos, fue exitoso para predecir el MLSS en 9 de 12 sujetos. Igualmente, Leti et al. (2012) identificaron a 5 de los 14 sujetos con algún desacuerdo entre las intensidades de MLSS y el  $RER = 1,00$ . Igualmente, Paton y Hopkins (2001), tratando de clarificar a entrenadores y científicos del deporte la interpretación de los resultados de sus valoraciones, sugirieron que en atletas de élite se requiere un cambio mínimo de un 2% en el rendimiento para poder tener una alta seguridad de que las modificaciones han sido provocados por la manipulación de la variable independiente, generalmente la intervención del programa de entrenamiento, una ayuda

ergogénica, etc. Aplicando este riguroso valor como un error aceptable del valor de potencia del MLSS real, los resultados de la metodología analizada en nuestro estudio de investigación fueron exitosos para 4 de 11, 7 de 11 y 6 de 11 sujetos, para los constructos DIF\_5to10, DIF\_10to10 y DIF\_mean, respectivamente.



## **5. Conclusiones y aplicaciones prácticas**



## Estudio I

Como respuesta a la hipótesis número 1, el rodillo con freno electromagnético Cycleops Hammer, es una herramienta práctica, económica y extremadamente válida y fiable para la producción y medición de potencia en las cadencias, intensidades y condiciones de pedaleo habituales en el ciclismo de medio y alto nivel, corroborando en su totalidad nuestra hipótesis.

## Estudio II

Como respuesta a la hipótesis número 2, el nuevo potenciómetro portátil PowerTap P1 se puede considerar un instrumento altamente fiable para la medición de la producción de potencia en las cadencias, intensidades y condiciones de pedaleo habituales en el ciclismo de medio y alto nivel, a pesar de generar una infraestimación leve pero sistemática de 2 y 7 W, a cadencias de 85 - 100 rev·min<sup>-1</sup>, en la posición de sentado. Esta conclusión corrobora parcialmente nuestra hipótesis.

## Estudio III

Como respuesta a la hipótesis 3, los valores promedio de los TLIM alcanzados para las intensidades  $W_{AnT_{mean}}$ , PAM,  $VT_2$  y MLSS son 00:28 ± 00:07 mm:ss, 03:27 ± 00:40 mm:ss, 11:03 ± 04:45 mm:ss y 76:35 ± 12:27 mm:ss, respectivamente. Esta conclusión refuta, al menos parcialmente, nuestra hipótesis.

Como respuesta a la hipótesis número 4, hay que destacar la gran variabilidad inter-sujeto detectada (CV = 22,2%, 19,3%; 43,1% y 16,3%), pero también una gran reproducibilidad intra-sujeto (CV = 7,6%, 6,9%; 7,0% y 5,4%)

de los TLIM a las intensidades de  $WAnT_{mean}$ , PAM,  $VT_2$  y MLSS respectivamente. Estos datos corroboran en su totalidad nuestra hipótesis.

Como respuesta a la hipótesis número 5, el porcentaje de la PAM a la que se localizan los hitos fisiológicos estudiados parece ser una covariable útil para la predicción de cada uno de los TLIM, corroborando de este modo nuestra hipótesis.

## Estudio IV

Como respuesta a la hipótesis número 6, la aplicación del 95% de coeficiente de ajuste al valor promedio de potencia de un test 20TT, sobreestima notablemente la potencia asociada al MLSS, siendo mucho más acertada la aplicación del coeficiente de ajuste del 91%, o incluso mejor, mediante la ecuación de regresión " $MLSS(W) = 0,7489 * 20TT + 43,203$ ", corroborando en su totalidad nuestra hipótesis.

Como respuesta a la hipótesis número 7, las correlaciones encontradas entre los valores relativos del  $VT_2$  o MLSS respecto a la PAM, son covariables que no ayudan significativamente a explicar la varianza en la estimación del MLSS mediante un test de 20 minutos de duración, refutando así nuestra hipótesis.

## Estudio V

Como respuesta a la hipótesis número 8, la aplicación de un test submáximo con escalones de larga duración, como es la propuesta metodológica "DIF\_10to10" del 1day-MLSS, resulta un método válido y fiable, que permite estimar la intensidad del MLSS en ciclistas bien entrenados,

utilizando menos recursos y tiempo, corroborando en su totalidad nuestra hipótesis.



## **6. Limitaciones**



Una vez realizado un exhaustivo análisis de la metodología y la discusión de cada uno de estos estudios, se han detectado algunas limitaciones que pueden tenerse en cuenta a la hora de interpretar los resultados:

## Estudio I

- Es necesaria investigación adicional para probar el fiabilidad y validez del Cycleops Hammer a intensidades superiores a las que ha abarcado nuestro estudio (i.e., 100-500 W), similares a la que acontecen en esprines o cambios de ritmo en ciclismo (> 800 W).

## Estudio II

- Comprobar los niveles de validez y reproducibilidad encontrados en estos pedales con potenciómetro, en otras unidades de la misma marca y modelo.
- Analizar este dispositivo a intensidades superiores a las que ha abarcado nuestro estudio (i.e., 100-500 W), similares a la que acontecen en esprines o cambios de ritmo en ciclismo (> 800 W).
- Corroborar la estabilidad de la medida de este potenciómetro portátil en condiciones extremas de pedaleo en el exterior, como puede ser la vibración producida por el bacheado o el pavé, las temperaturas ambientales extremas, o el agua.

## Estudio III

- Ampliar el tamaño muestral en este mismo tipo de participantes para consolidar los hallazgos de este grupo de ciclistas ( $n = 12$ ).
- Verificar los resultados de este estudio con sujetos de un nivel de rendimiento superior e inferior, e incluso con ciclistas y triatletas profesionales.
- Verificar los resultados de este estudio con mujeres de diferentes niveles competitivos.
- Corroborar los tiempos límite que se pueden sostener en los principales hitos fisiológicos de la vía aeróbica y anaeróbica en otros medios de desplazamiento (e.g., carrera, natación o remo).

## Estudio IV y Estudio V

- Reproducir estos estudios en pruebas de campo, tanto en llano como en pendiente, para verificar sus resultados en esas condiciones.
- Reproducir estos diseños con muestras más amplias.
- Verificar los resultados de estos estudios con sujetos de un nivel de rendimiento superior e inferior, e incluso con ciclistas y triatletas profesionales.
- Verificar los resultados de estos proyectos con mujeres de diferentes niveles competitivos
- Corroborar la validez de estos procedimientos en otros medios de desplazamiento (e.g., carrera, natación o remo).

## **7. Líneas futuras de investigación**



A la luz de los resultados de esta Tesis Doctoral, y teniendo en cuenta sus avances metodológicos, pero también sus limitaciones, se abren una serie de líneas de investigación que pretendemos abordar de forma prioritaria en nuestro laboratorio en los próximos meses y años:

- Esclarecer los Tiempos Límite hasta la extenuación de los principales hitos fisiológicos de la vía aeróbica y anaeróbica en carrera, con atletas corredores de medio y alto nivel. Nuestros resultados de pruebas piloto nos sugieren que es posible que estos tiempos en carrera sean sustancialmente menores a  $VT_2$  y MLSS, pero superiores a PAM y  $WAnT_{mean}$  en comparación con los registros de pedaleo.
- Validar nuevas tecnologías y dispositivos para el control de la potencia de trabajo en la carrera a pie que se han empezado a comercializar en el último año.
- Identificar nuevos procedimientos y protocolos que ayuden a localizar los principales hitos fisiológicos mediante los registros de potencia en la carrera a pie.



## **8. Referencias**



## Estudios clásicos

- Meyerhoff O. Untersuchungen über die wärmestrongung der vitalen oxydationsvorgänge in eiern. *Biochem Z*, 1911; 5:246-328.
- Hill AV, Long CNM, Lupton H. Muscular exercise, lactic acid and the supply and utilization of oxygen IV-VI. *Proc R Soc Lond Ser*, 1924; 97:84-138.
- Douglas CG. Respiration and circulation with variations in bodily activity. *Lancet*, 1927; 1:213-218.
- Heymans JF, Heymans C. Sur les modifications directes et sur la regulation reflèxe de l'activité du centre respiratoire de la tête isolée du chien. *Archs Int Pharmacodyn Ther*, 1927; 33:272
- Owles WH. Alterations in the lactic acid content of the blood as a result of light exercise, and associated changes in the CO<sub>2</sub>-combining power of the blood and in the alveolar CO<sub>2</sub> pressure. *J Physiol*, 1930; 69:214-237.
- Hollman W. The relationship between, ph lactic acid, potassium in the arterial and venous blood and the ventilation. *Panamerican Congress for Sports medicine*. Chicago, 1959.
- Hollman W. Zur frage der dauerleistungsfähigkeit. *Fortschr Med*, 1961; 79:439-446.

## Referencias

- Abbiss, C. R., Quod, M. J., Levin, G., Martin, D. T., & Laursen, P. B. (2009). Accuracy of the Velotron Ergometer and SRM Power Meter. *International Journal of Sports Medicine*, *30*(2), 107–112. <https://doi.org/10.1055/s-0028-1103285>
- Alghannam, A., Gonzalez, J., & Betts, J. (2018). Restoration of Muscle Glycogen and Functional Capacity: Role of Post-Exercise Carbohydrate and Protein Co-Ingestion. *Nutrients*, *10*(2), 253. <https://doi.org/10.3390/nu10020253>
- Allen, H., & Coggan, A. (2006). *Training and racing with a power meter*. Boulder, CO: VeloPress.
- Amann, M., Subudhi, A. W., & Foster, C. (2006). Predictive validity of ventilatory and lactate thresholds for cycling time trial performance. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, *16*(1), 27–34. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2004.00424.x>
- Arkesteijn, M., Jobson, S. A., Hopker, J., & Passfield, L. (2013). Effect of Gradient on Cycling Gross Efficiency and Technique. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *45*(5), 920–926. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31827d1bdb>
- Arkesteijn, M., Jobson, S., Hopker, J., & Passfield, L. (2016). The Effect of Cycling Intensity on Cycling Economy During Seated and Standing Cycling. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *11*(7), 907–912. <https://doi.org/10.1123/ijssp.2015-0441>
- Astorino, T. A., & Cottrell, T. (2012). Reliability and Validity of the Velotron Racermate Cycle Ergometer to Measure Anaerobic Power. *International Journal of Sports Medicine*, *33*(3), 205–210. <https://doi.org/10.1055/s-0031-1291219>
- Atkinson, G., Davison, R., Jeukendrup, A., & Passfield, L. (2003). Science and cycling: current knowledge and future directions for research. *Journal of Sports Sciences*, *21*(9), 767–787. <https://doi.org/10.1080/0264041031000102097>
- Atkinson, G., & Nevill, A. M. (1998). Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Medicine*, *26*(4), 217–238. <https://doi.org/10.2165/00007256-199826040-00002>
- Bailey, S. P., Zacher, C. M., & Mittleman, K. D. (2000). Effect of menstrual cycle phase on carbohydrate supplementation during prolonged exercise to fatigue. *Journal of Applied Physiology*, *88*(2), 690–697.
- Bar-Or, O., Dotan, R., & Inbar, O. (1977). A 30 sec. all-out ergometric test: Its reliability and validity for anaerobic capacity. *Israel Journal of Medical Sciences*, *13*, 126.

- Baron, B., Dekerle, J., Robin, S., Nevier, R., Dupont, L., Matran, R., ... Pelayo, P. (2005). Physiological responses during exercise performed to exhaustion at critical power. *Journal of Human Movement Studies*, *49*(3), 169–180.
- Baron, B., Noakes, T. D., Dekerle, J., Moullan, F., Robin, S., Matran, R., & Pelayo, P. (2008). Why does exercise terminate at the maximal lactate steady state intensity? *British Journal of Sports Medicine*, *42*(10), 828–833. <https://doi.org/10.1136/bjism.2007.040444>
- Baror, O. (1987). The wingate anaerobic test - an update on methodology, reliability and validity. *Sports Medicine*, *4*(6), 381–394. <https://doi.org/10.2165/00007256-198704060-00001>
- Basset, F. A., Billaut, F., & Joanisse, D. R. (2014). Anthropometric Characteristics Account for Time to Exhaustion in Cycling. *International Journal of Sports Medicine*, *35*(13). <https://doi.org/10.1055/s-0034-1375694>
- Basset, F. A., Chouinard, R., & Boulay, M. R. (2003). Training profile counts for time-to-exhaustion performance. *Canadian Journal of Applied Physiology-Revue Canadienne De Physiologie Appliquee*, *28*(4), 654–666.
- Bastos-Silva, V. J., Learsi, S. K., Melo, A. de A., Lima-Silva, A. E., & de Araujo, G. G. (2016). Effects of carbohydrate intake on time to exhaustion and anaerobic contribution during supramaximal exercise. *Revista De Nutricao-Brazilian Journal of Nutrition*, *29*(5), 691–697. <https://doi.org/10.1590/1678-98652016000500007>
- Beneke, R. (1995). Anaerobic threshold, individual anaerobic threshold, and maximal lactate steady-state in rowing. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *27*(6), 863–867.
- Beneke, R. (2003). Maximal lactate steady state concentration (MLSS): experimental and modelling approaches. *European Journal of Applied Physiology*, *88*(4–5), 361–369. <https://doi.org/10.1007/s00421-002-0713-2>
- Beneke, R., Leithaeuser, R. M., & Ochentel, O. (2011). Blood Lactate Diagnostics in Exercise Testing and Training. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *6*(1), 8–24. <https://doi.org/10.1123/ijspp.6.1.8>
- Beneke, R., Leithauser, R. M., & Hutler, M. (2001). Dependence of the maximal lactate steady state on the motor pattern of exercise. *British Journal of Sports Medicine*, *35*(3), 192–196. <https://doi.org/10.1136/bjism.35.3.192>
- Bentley, D. J., McNaughton, L. R., Thompson, D., Vleck, V. E., & 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.

<https://doi.org/10.1097/00005768-200112000-00016>

- Bentley, D. J., Newell, J., & Bishop, D. (2007). Incremental exercise test design and analysis: implications for performance diagnostics in endurance athletes. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, *37*(7), 575–586.
- Berg, A., Jakob, E., Lehmann, M., Dickhuth, H. H., Huber, G., & Keul, J. (1990). Current aspects of modern ergometry. *Pneumologie (Stuttgart, Germany)*, *44*(1), 2–13.
- Bergstrom, H. C., Housh, T. J., Zuniga, J. M., Camic, C. L., Traylor, D. A., Schmidt, R. J., & Johnson, G. O. (2012). Estimated times to exhaustion and power outputs at the gas exchange threshold, physical working capacity at the rating of perceived exertion threshold, and respiratory compensation point. *Applied Physiology Nutrition and Metabolism-Physiologie Appliquee Nutrition Et Metabolisme*, *37*(5), 872–879. <https://doi.org/10.1139/h2012-057>
- Bertucci, W. (2012). Analysis of the agreement between the Fortius cycling ergometer and the PowerTap powermeter PO during time trials of 6 and 30 min.
- Bertucci, W., Crequy, S., & Chiementin, X. (2013). Validity and Reliability of the G-Cog BMX Powermeter. *International Journal of Sports Medicine*, *34*(6), 538–543. <https://doi.org/10.1055/s-0031-1301319>
- Bertucci, W., Duc, S., Villerius, V., & Grappe, F. (2005). Validity and reliability of the axiom powertrain cycle ergometer when compared with an SRM powermeter. *International Journal of Sports Medicine*, *26*(1), 59–65. <https://doi.org/10.1055/s-2004-817855>
- Bertucci, W., Duc, S., Villerius, V., Pernin, J. N., & Grappe, F. (2005). Validity and reliability of the PowerTap mobile cycling powermeter when compared with the SRM device. *International Journal of Sports Medicine*, *26*(10), 868–873. <https://doi.org/10.1055/s-2005-837463>
- Bertucci, W., Grappe, F., & Crequy, S. (2011). Original characteristics of a new cycle ergometer. *Sports Engineering*, *13*(4), 171–179. <https://doi.org/10.1007/s12283-011-0063-6>
- Bertucci, W. M., Betik, A. C., Duc, S., & Grappe, F. (2012). Gross Efficiency and Cycling Economy Are Higher in the Field as Compared with on an Axiom Stationary Ergometer. *Journal of Applied Biomechanics*, *28*(6), 636–644.
- Billat, V., Bernard, O., Pinoteau, J., Petit, B., & Koralsztein, J. P. (1994). Time to exhaustion at VO<sub>2</sub>max and lactate steady-state velocity in sub elite long-distance runners. *Archives Internationales De Physiologie De Biochimie Et De Biophysique*, *102*(3), 215–219.

<https://doi.org/10.3109/13813459409007541>

- Billat, V., Dalmay, F., Antonini, M. . T., & Chassain, A. P. (1994). A method for determining the maximal steady-state of blood lactate concentration from 2 levels of submaximal exercise. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *69*(3), 196–202. <https://doi.org/10.1007/bf01094788>
- Billat, V., Faina, M., Sarderella, F., Marini, C., Fanton, F., Lupo, S., ... Dalmonte, A. (1996). A comparison of time to exhaustion at VO<sub>2</sub>max in elite cyclists, kayak paddlers, swimmers and runners. *Ergonomics*, *39*(2), 267–277. <https://doi.org/10.1080/00140139608964457>
- Billat, V. L., Sirvent, P., Py, G., Koralsztejn, J. P., & Mercier, J. (2003). The concept of maximal lactate steady state - A bridge between biochemistry, physiology and sport science. *Sports Medicine*, *33*(6), 407–426. <https://doi.org/10.2165/00007256-200333060-00003>
- Billat, V., Renoux, J. C., Pinoteau, J., Petit, B., & Koralsztejn, J. . P. (1994a). Reproducibility of running time to exhaustion at VO<sub>2</sub> max in subelite runners and its link with the bioenergetic characteristics. *Science and Sports*, *9*(3), 135–143. [https://doi.org/10.1016/s0765-1597\(05\)80274-6](https://doi.org/10.1016/s0765-1597(05)80274-6)
- Billat, V., Renoux, J. C., Pinoteau, J., Petit, B., & Koralsztejn, J. P. (1994b). Times to exhaustion at 100-percent of velocity at VO<sub>2</sub>max and modeling of the time-limit velocity relationship in elite long-distance runners. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *69*(3), 271–273. <https://doi.org/10.1007/bf01094801>
- Bini, R. R., & Hume, P. A. (2014). Assessment of Bilateral Asymmetry in Cycling Using a Commercial Instrumented Crank System and Instrumented Pedals. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *9*(5), 876–881. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2013-0494>
- Bland, J. M., & Altman, D. G. (1999). Measuring agreement in method comparison studies. *Statistical Methods in Medical Research*, *8*(2), 135–160. <https://doi.org/10.1191/096228099673819272>
- Bonaventura, J. M., Sharpe, K., Knight, E., Fuller, K. L., Tanner, R. K., & Gore, C. J. (2015). Reliability and Accuracy of Six Hand-Held Blood Lactate Analysers. *Journal of Sports Science and Medicine*, *14*(1), 203–214.
- Borg, G. A. V. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *14*(5), 377–381. <https://doi.org/10.1249/00005768-198205000-00012>

- Borszcz, F. K., Tramontin, A. F., Bossi, A. H., Carminatti, L. J., & Costa, V. P. (2018). Functional Threshold Power in Cyclists: Validity of the Concept and Physiological Responses. *International Journal of Sports Medicine*. <https://doi.org/10.1055/s-0044-101546>
- Bossi, A. H., Lima, P., de Lima, J. P., & Hopker, J. (2017). Laboratory predictors of uphill cycling performance in trained cyclists. *Journal of Sports Sciences*, *35*(14), 1364–1371. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1182199>
- Bouillod, A., Pinot, J., Soto-Romero, G., Bertucci, W., & Grappe, F. (2016). Validity, Sensitivity, Reproducibility and Robustness of the Powertap, Stages and Garmin Vector Power Meters in Comparison With the SRM Device. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 1–26.
- Brickley, G., Doust, J., & Williams, C. A. (2002). Physiological responses during exercise to exhaustion at critical power. *European Journal of Applied Physiology*, *88*(1–2), 146–151. <https://doi.org/10.1007/s00421-002-0706-1>
- Brisswalter, J., Hausswirth, C., Smith, D., Vercruyssen, F., & Vallier, J. M. (2000). Energetically Optimal Cadence vs. Freely-Chosen Cadence During Cycling: Effect of Exercise Duration. *International Journal of Sports Medicine*, *21*(1), 60–64. <https://doi.org/10.1055/s-2000-8857>
- Burnley, M., & Jones, A. M. (2016). Power-duration relationship: Physiology, fatigue, and the limits of human performance. *European Journal of Sport Science*, *18*(1), 1–12. <https://doi.org/10.1080/17461391.2016.1249524>
- Bussau, V. A., Fairchild, T. J., Rao, A., Steele, P., & Fournier, P. A. (2002). Carbohydrate loading in human muscle: an improved 1 day protocol. *European Journal of Applied Physiology*, *87*(3), 290–295. <https://doi.org/10.1007/s00421-002-0621-5>
- Calbet, J. A. L. (2006). Potencia y capacidad anaeróbicas. In *Fisiología del Ejercicio - 3ª edición* (pp. 487–497).
- Caputo, F., Mello, M. T., & Denadai, B. S. (2003). Oxygen uptake kinetics and time to exhaustion in cycling and running: a comparison between trained and untrained subjects. *Archives of Physiology and Biochemistry*, *111*(5), 461–466. <https://doi.org/10.3109/13813450312331342337>
- Carter, J. E. L., Ross, W. D., Aubry, S. P., Hebbelinck, M., & Borms, J. (1982). 4. Anthropometry of Montreal Olympic Athletes (Vol. 16, pp. 25–52). Karger Publishers. <https://doi.org/10.1159/000406780>
- Cerezuela-Espejo, V., Courel-Ibáñez, J., Morán-Navarro, R., Martínez-Cava, A., & Pallarés, J. G.

- (2018). The Relationship Between Lactate and Ventilatory Thresholds in Runners: Validity and Reliability of Exercise Test Performance Parameters. *Frontiers in Physiology*, *9*. <https://doi.org/10.3389/FPHYS.2018.01320>
- Coggan, A., & Costill, D. (1984). Biological and Technological Variability of Three Anaerobic Ergometer Tests. *International Journal of Sports Medicine*, *05*(03), 142–145. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1025896>
- Coggan, A. R., & Coyle, E. F. (1987). Reversal of fatigue during prolonged exercise by carbohydrate infusion or ingestion. *Journal of Applied Physiology*, *63*(6), 2388–2395. <https://doi.org/10.1152/jappl.1987.63.6.2388>
- Coquart, J., & Garcin, M. (2008). Knowledge of the Endpoint: Effect on Perceptual Values. *International Journal of Sports Medicine*, *29*(12), 976–979. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1038741>
- Costa, V., Matos, D. G., Pertence, L., Martins, J., & Lima, J. (2011). Reproducibility of Cycling Time to Exhaustion at VO<sub>2</sub> Max in Competitive Cyclists. *Journal of Exercise Physiology*, *14*(1), 28–34.
- Costa, V. P., Tramontin, A. F., Visentainer, L. H., & Borcysz, F. K. (2018). Test-retest reliability and validity of the Stages mountain bike power meter. *Isokinetics and Exercise Science, Preprint*(Preprint), 1–7. <https://doi.org/10.3233/IES-181198>
- Coyle, E. F. (1995). Substrate utilization during exercise in active people. *American Journal of Clinical Nutrition*, *61*(4), 968S–979S.
- Coyle, E. F., & Coggan, A. R. (1984). Effectiveness of Carbohydrate Feeding in Delaying Fatigue during Prolonged Exercise. *Sports Medicine*, *1*(6), 446–458. <https://doi.org/10.2165/00007256-198401060-00004>
- Coyle, E. F., Coggan, A. R., Hemmert, M. K., & Ivy, J. L. (1986). Muscle glycogen utilization during prolonged strenuous exercise when fed carbohydrate. *Journal of Applied Physiology*, *61*(1), 165–172.
- Coyle, E. F., Feltner, M. E., Kautz, S. A., Hamilton, M. T., Montain, S. J., Baylor, A. M., ... Petrek, G. W. (1991). Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *23*(1), 93–107.
- Currell, K., & Jeukendrup, A. E. (2008). Validity, reliability and sensitivity of measures of sporting performance. *Sports Medicine*, *38*(4), 297–316. <https://doi.org/10.2165/00007256-200838040-00003>

- de Barros, C. L. M., Mendes, T. T., Mortimer, L., Simoes, H. G., Prado, L. S., Wisloff, U., & Silami-Garcia, E. (2011). Maximal Lactate Steady State is Altered in the Heat. *International Journal of Sports Medicine*, *32*(10), 749–753. <https://doi.org/10.1055/s-0031-1277191>
- de Lucas, R. D., de Souza, K. M., Costa, V. P., Grossl, T., & Guglielmo, L. G. A. (2013). Time to exhaustion at and above critical power in trained cyclists: The relationship between heavy and severe intensity domains. *Science & Sports*, *28*(1), e9–e14. <https://doi.org/10.1016/J.SCISPO.2012.04.004>
- de Oliveira Cruz, R. S., de Aguiar, R. A., Turnes, T., Guilherme Antonacci Guglielmo, L., Beneke, R., & Caputo, F. (2015). Caffeine Affects Time to Exhaustion and Substrate Oxidation during Cycling at Maximal Lactate Steady State. *Nutrients*, *7*(7), 10. <https://doi.org/10.3390>
- Dekerle, J., Baron, B., Dupont, L., Vanvelcenaher, J., & Pelayo, P. (2003). Maximal lactate steady state, respiratory compensation threshold and critical power. *European Journal of Applied Physiology*, *89*(3–4), 281–288. <https://doi.org/10.1007/s00421-002-0786-y>
- Del Coso, J., Hamouti, N., Aguado-Jimenez, R., & Mora-Rodriguez, R. (2009). Respiratory compensation and blood pH regulation during variable intensity exercise in trained versus untrained subjects. *European Journal of Applied Physiology*, *107*(1), 83–93. <https://doi.org/10.1007/s00421-009-1101-y>
- Del Coso, J., & Mora-Rodriguez, R. (2006). Validity of cycling peak power as measured by a short-sprint test versus the Wingate anaerobic test. *Applied Physiology Nutrition and Metabolism-Physiologie Appliquee Nutrition Et Metabolisme*, *31*(3), 186–189. <https://doi.org/10.1139/h05-026>
- Denadai, B. S., Ruas, V. D. A., & Figueira, T. R. (2006). Maximal lactate steady state concentration independent of pedal cadence in active individuals. *European Journal of Applied Physiology*, *96*(4), 477–480. <https://doi.org/10.1007/s00421-005-0090-8>
- Denham, J., Scott-Hamilton, J., Hagstrom, A. D., & Gray, A. J. (2017). Cycling Power Outputs Predict Functional Threshold Power And Maximum Oxygen Uptake. *Journal of Strength and Conditioning Research*. <https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000002253>
- Dickhuth, H. H., Yin, L., Niess, A., Rocker, K., Mayer, F., Heitkamp, H. C., & Horstmann, T. (1999). Ventilatory, lactate-derived and catecholamine thresholds during incremental treadmill running: Relationship and reproducibility. *International Journal of Sports Medicine*, *20*(2), 122–127. <https://doi.org/10.1055/s-2007-971105>
- Diprampero, P. E., Atchou, G., Bruckner, J. C., & Moia, C. (1986). The energetics of endurance running. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *55*(3),

259–266. <https://doi.org/10.1007/bf02343797>

- Disley, B. X., & Li, F. X. (2014). The effect of Q Factor on gross mechanical efficiency and muscular activation in cycling. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *24*(1), 117–121. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2012.01479.x>
- Driller, M., & Driller, M. W. (2012). The reliability of a 30-minute performance test on a Lode cycle ergometer. *Journal of Science and Cycling*, *1*(2), 21–27. <https://doi.org/10.28985/jsc.v1i2.18>
- Duc, S., Villerius, V., Bertucci, W., & Grappe, F. (2007). Validity and Reproducibility of the Ergomo (R) Pro Power Meter Compared With the SRM and Powertap Power Meters. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *2*(3), 270–281.
- Earnest, C. P., Wharton, R. P., Church, T. S., & Lucia, A. (2005). Reliability of the lode excalibur sport ergometer and applicability to computrainer electromagnetically braked cycling training device. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *19*(2), 344–348.
- Esteve-Lanao, J., Foster, C., Seiler, S., & Lucia, A. (2007). Impact of training intensity distribution on performance in endurance athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *21*(3), 943–949.
- Faina, M., Billat, V., Squadrone, R., DeAngelis, M., Koralsztejn, J. P., & DalMonte, A. (1997). Anaerobic contribution to the time to exhaustion at the minimal exercise intensity at which maximal oxygen uptake occurs in elite cyclists, kayakers and swimmers. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *76*(1), 13–20. <https://doi.org/10.1007/s004210050207>
- Farrell, P. A., Wilmore, J. H., Coyle, E. F., Billing, J. E., & Costill, D. L. (1979). Plasma lactate accumulation and distance running performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *11*(4), 338–344.
- Faude, O., Hecksteden, A., Hammes, D., Schumacher, F., Besenius, E., Sperlich, B., & Meyer, T. (2017). Reliability of time-to-exhaustion and selected psycho-physiological variables during constant-load cycling at the maximal lactate steady-state. *Applied Physiology Nutrition and Metabolism*, *42*(2), 142–147. <https://doi.org/10.1139/apnm-2016-0375>
- Faude, O., Kindermann, W., & Meyer, T. (2009). Lactate Threshold Concepts How Valid are They? *Sports Medicine*, *39*(6), 469–490.
- Fernández-Elías, V. E., Hamouti, N., Ortega, J. F., & Mora-Rodríguez, R. (2015). Hyperthermia, but not muscle water deficit, increases glycogen use during intense exercise. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *25*, 126–134.

<https://doi.org/10.1111/sms.12368>

- Fernandez-Elias, V. E., Martinez-Abellan, A., Maria Lopez-Gullon, J., Moran-Navarro, R., Pallares, J. G., la Cruz-Sanchez, E., & Mora-Rodriguez, R. (2014). Validity of Hydration Non-Invasive Indices during the Weightcutting and Official Weigh-In for Olympic Combat Sports. *Plos One*, *9*(4). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0095336>
- Fernández-Eliás, V. E., Ortega, J. F., Nelson, R. K., & Mora-Rodriguez, R. (2015). Relationship between muscle water and glycogen recovery after prolonged exercise in the heat in humans. *European Journal of Applied Physiology*, *115*(9), 1919–1926. <https://doi.org/10.1007/s00421-015-3175-z>
- Ferreira, A. M. J., Farias-Junior, L. F., Mota, T. A. A., Elsangedy, H. M., Marcadenti, A., Lemos, T. M. A. M., ... Fayh, A. P. T. (2018). The effect of carbohydrate mouth rinse on performance, biochemical and psychophysiological variables during a cycling time trial: a crossover randomized trial. *Journal of the International Society of Sports Nutrition*, *15*, 23. <https://doi.org/10.1186/s12970-018-0225-z>
- Figueira, T. R., Caputo, F., Pelarigo, J. G., & Denadai, B. S. (2008). Influence of exercise mode and maximal lactate-steady-state concentration on the validity of OBLA to predict maximal lactate-steady-state in active individuals. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *11*(3), 280–286. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2007.02.016>
- Fontana, P., Boutellier, U., & Knoopfli-Lenzin, C. (2009). Time to exhaustion at maximal lactate steady state is similar for cycling and running in moderately trained subjects. *European Journal of Applied Physiology*, *107*(2), 187–192. <https://doi.org/10.1007/s00421-009-1111-9>
- Fregly, B. J., Zajac, F. E., & Dairaghi, C. A. (2000). Bicycle drive system dynamics: theory and experimental validation. *Journal of Biomechanical Engineering*, *122*(4), 446–452. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11036570>
- Garcia-Lopez, J., Diez-Leal, S., Ogueta-Alday, A., Larrazabal, J., & Rodriguez-Marroyo, J. A. (2016). Differences in pedalling technique between road cyclists of different competitive levels. *Journal of Sports Sciences*, *34*(17), 1619–1626. <https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1127987>
- Garcia-Manso, J. M., Martin-Gonzalez, J. M., Vaamonde, D., & Da Silva-Grigoletto, M. E. (2012). The limitations of scaling laws in the prediction of performance in endurance events. *Journal of Theoretical Biology*, *300*, 324–329. <https://doi.org/10.1016/j.jtbi.2012.01.028>
- Garcia-Pallares, J., Garcia-Fernandez, M., Sanchez-Medina, L., & Izquierdo, M. (2010). Performance changes in world-class kayakers following two different training

- periodization models. *European Journal of Applied Physiology*, 110(1), 99–107.  
<https://doi.org/10.1007/s00421-010-1484-9>
- Garcia-Pallares, J., Sanchez-Medina, L., Carrasco, L., Diaz, A., & Izquierdo, M. (2009). Endurance and neuromuscular changes in world-class level kayakers during a periodized training cycle. *European Journal of Applied Physiology*, 106(4), 629–638.  
<https://doi.org/10.1007/s00421-009-1061-2>
- Garcia-Pallares, J., Sanchez-Medina, L., Esteban Perez, C., Izquierdo-Gabarren, M., & Izquierdo, M. (2010). Physiological Effects of Tapering and Detraining in World-Class Kayakers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 42(6), 1209–1214.  
<https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181c9228c>
- Garcia-Tabar, I., Llodio, I., Sanchez-Medina, L., Asiain, X., Ibanez, J., & Gorostiaga, E. M. (2017). Validity of a single lactate measure to predict fixed lactate thresholds in athletes. *Journal of Sports Sciences*, 35(4), 385–392.  
<https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1166392>
- Garcia, E. S., Carlos, J. D., Wilke, C. F., Ramos, G. P., Fonseca, T. R., Mortimer, L., ... Mendes, T. T. (2011). Maximal Power Output Estimates the MLSS Intensity in Cycle Ergometer Before and After Aerobic Training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(5), 774.
- Garcin, M., Coquart, J. B. J. B. J., Robin, S., & Matran, R. R. (2011). Prediction of time to exhaustion in competitive cyclists from a perceptually based scale. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(5), 1393–1399.  
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181d67fd6>
- Gardner, A. S., Stephens, S., Martin, D. T., Lawton, E., Lee, H., & 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.  
<https://doi.org/10.1249/01.mss.0000132380.21785.03>
- Gaskill, S. E., Ruby, B. C., Walker, A. J., Sanchez, O. A., Serfass, R. C., & Leon, A. S. (2001). Validity and reliability of combining three methods to determine ventilatory threshold. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(11), 1841–1848.  
<https://doi.org/10.1097/00005768-200111000-00007>
- González-Alonso, J., Mora-Rodríguez, R., Below, P. R., & Coyle, E. F. (1997). Dehydration markedly impairs cardiovascular function in hyperthermic endurance athletes during exercise. *Journal of Applied Physiology*, 82(4), 1229–1236.

<https://doi.org/10.1152/jappl.1997.82.4.1229>

- Graham, K. S., & McLellan, T. M. (1989). Variability of time to exhaustion and oxygen deficit in supramaximal exercise. *Australian Journal of Science and Medicine in Sport*, 21(4), 11–14.
- Grappe, F., Bertucci, W., Baron, B., & Georges, M. (2012). *Puissance et performance en cyclisme*. De Boeck.
- Green, S. (1995). Measurement of anaerobic work capacities in humans. *Sports Medicine*, 19(1), 32–42. <https://doi.org/10.2165/00007256-199519010-00003>
- Grossl, T., de Lucas, R. D., de Souza, K. M., & Antonacci Guglielmo, L. G. (2012). Time to exhaustion at intermittent maximal lactate steady state is longer than continuous cycling exercise. *Applied Physiology Nutrition and Metabolism-Physiologie Appliquee Nutrition Et Metabolisme*, 37(6), 1047–1053. <https://doi.org/10.1139/h2012-088>
- Grossl, T., De Lucas, R. D., De Souza, K. M., & Antonacci Guglielmo, L. G. (2012). Maximal lactate steady-state and anaerobic thresholds from different methods in cyclists. *European Journal of Sport Science*, 12(2), 161–167. <https://doi.org/10.1080/17461391.2010.551417>
- Guio de Prada, V., Ortega, J. F., Ramirez-Jimenez, M., Morales-Palomo, F., Pallares, J. G., & Mora-Rodriguez, R. (2018). Training intensity relative to ventilatory thresholds determines cardiorespiratory fitness improvements in sedentary adults with obesity. *European Journal of Sport Science*, 1–8. <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1540659>
- Hansen, E. A., & 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. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19417224>
- Hauser, T., Adam, J., & Schulz, H. (2014). Comparison of Selected Lactate Threshold Parameters with Maximal Lactate Steady State in Cycling. *International Journal of Sports Medicine*, 35(6), 517–521. <https://doi.org/10.1055/s-0033-1353176>
- Higgins, M. F., James, R. S., & Price, M. J. (2014). Familiarisation to and reproducibility of cycling at 110% peak power output. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 54(2), 139–146.
- Hill, D. W. (1993). The critical power concept - a review. *Sports Medicine*, 16(4), 237–254.
- Holloszy, J. O., & Coyle, E. F. (1984). Adaptations of skeletal muscle to endurance exercise

- and their metabolic consequences. *Journal of Applied Physiology*, *56*(4), 831–838. <https://doi.org/10.1152/jappl.1984.56.4.831>
- Hoon, M., Scott, W. M., Patton, R. L., Chapman, P. G., & Areta, J. L. (2016). A Comparison of the Accuracy and Reliability of the Wahoo KICKR and SRM Power Meter. *Journal of Science and Cycling*, *5*(3), 11–15. <https://doi.org/10.28985/jsc.v5i3.240>
- Hopker, J., Myers, S., Jobson, S. A., Bruce, W., & Passfield, L. (2010). Validity and Reliability of the Wattbike Cycle Ergometer. *International Journal of Sports Medicine*, *31*(10), 731–736. <https://doi.org/10.1055/s-0030-1261968>
- Hopkins, W. G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Medicine*, *30*(1), 1–15. <https://doi.org/10.2165/00007256-200030010-00001>
- Hopkins, W. G., Hawley, J. A., & Burke, L. M. (1999). Design and analysis of research on sport performance enhancement. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *31*(3), 472–485. <https://doi.org/10.1097/00005768-199903000-00018>
- Hopkins, W. G., Schabort, E. J., & Hawley, J. A. (2001). Reliability of power in physical performance tests. *Sports Medicine*, *31*(3), 211–234. <https://doi.org/10.2165/00007256-200131030-00005>
- Hurst, H., Atkins, S., Sinclair, J., & Metcalfe, J. (2015). Agreement Between the Stages Cycling and SRM Powermeter Systems during Field-Based Off-Road Climbing. *Journal of Science and Cycling*, *4*(1), 21–27. <https://doi.org/10.28985/jsc.v4i1.162>
- Hurst, H. T., & Atkins, S. (2006). Agreement between Polar and SRM mobile ergometer systems during laboratory-based high-intensity, intermittent cycling activity. *Journal of Sports Sciences*, *24*(8), 863–868. <https://doi.org/10.1080/02640410500245678>
- Hutchison, R., Klapthor, G., Edwards, K., Bruneau, K., Mocko, G., & Vahidi, A. (2017). Validity and Reproducibility of the Garmin Vector Power Meter When Compared to the SRM Device. *Journal of Sports Science*, *5*, 235–241. <https://doi.org/10.17265/2332-7839/2017.05.001>
- Iannetta, D., Inglis, E. C., Fullerton, C., Passfield, L., & Murias, J. M. (2018). Metabolic and performance-related consequences of exercising at and slightly above MLSS. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. <https://doi.org/10.1111/sms.13280>
- Jamnick, N. A., Botella, J., Pyne, D. B., & Bishop, D. J. (2018). Manipulating graded exercise test variables affects the validity of the lactate threshold and  $\dot{V}O_{2peak}$ . *Plos One*, *13*(7). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0199794>

- Jeukendrup, A. (2014). A step towards personalized sports nutrition: carbohydrate intake during exercise. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, *44 Suppl 1*(Suppl 1), S25-33. <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0148-z>
- Jeukendrup, A., Saris, W. H. M., Brouns, F., & Kester, A. D. M. (1996). A new validated endurance performance test. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *28*(2), 266–270. <https://doi.org/10.1097/00005768-199602000-00017>
- Jones, A. M., & Doust, J. H. (1998). The validity of the lactate minimum test for determination of the maximal lactate steady state. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *30*(8), 1304–1313. <https://doi.org/10.1097/00005768-199808000-00020>
- Jones, A. M., Wilkerson, D. P., DiMenna, F., Fulford, J., & Poole, D. C. (2008). Muscle metabolic responses to exercise above and below the “critical power” assessed using P-31-MRS. *American Journal of Physiology-Regulatory Integrative and Comparative Physiology*, *294*(2), R585–R593. <https://doi.org/10.1152/ajpregu.00731.2007>
- Jones, S., & Passfield, L. (1998). Dynamic calibration of bicycle power measuring cranks. *The Engineering of Sport*, 265–274.
- Julio, U. F., Panissa, V. L. G., Shiroma, S. A., & Franchini, E. (2017). Effect of Protocol Manipulation for Determining Maximal Aerobic Power on a Treadmill and Cycle Ergometer: A Brief Review. *Strength and Conditioning Journal*, *5*(39), 58–71. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000350>
- Katch, V., Weltman, A., Sady, S., & Freedson, P. (1978). Validity of the relative percent concept for equating training intensity. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *39*(4), 219–227.
- Kenny, G. P., Reardon, F. D., Marion, A., & Thoden, J. S. (1995). A comparative analysis of physiological responses at submaximal workloads during different laboratory simulations of field cycling. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *71*(5), 409–415.
- Kilding, A. E., & Jones, A. M. (2005). Validity of a single-visit protocol to estimate the maximum lactate steady state. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *37*(10), 1734–1740. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000181691.72432.a1>
- Kindermann, W., Simon, G., & Keul, J. (1979). The significance of the aerobic-anaerobic transition for the determination of work load intensities during endurance training. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *42*(1), 25–34.
- Kirkland, A., Coleman, D., Wiles, J. D., & Hoper, J. (2008). Validity and Reliability of the Ergomo

- (R) pro Powermeter. *International Journal of Sports Medicine*, 29(11), 913–916. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1038621>
- Kuphal, K. E., Potteiger, J. A., Frey, B. B., & Hise, M. P. (2004). Validation of a single-day maximal lactate steady state assessment protocol. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 44(2), 132–140.
- Laplaud, D., Guinot, M., Favre-Juvin, A., & Flore, P. (2006). Maximal lactate steady state determination with a single incremental test exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 96(4), 446–452. <https://doi.org/10.1007/s00421-005-0086-4>
- Laursen, P. B., Ahern, S. M., Herzig, P. J., Shing, C. M., & Jenkins, D. G. (2003). Physiological responses to repeated bouts of high-intensity ultraendurance cycling - a field study case report. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 6(2), 176–186. [https://doi.org/10.1016/s1440-2440\(03\)80253-0](https://doi.org/10.1016/s1440-2440(03)80253-0)
- Laursen, P. B., Shing, C. M., & Jenkins, D. G. (2003). Reproducibility of the cycling time to exhaustion at VO<sub>2</sub>peak in highly trained cyclists. *Canadian Journal of Applied Physiology-Revue Canadienne De Physiologie Appliquee*, 28(4), 605–615.
- Leti, T., Mendelson, M., Laplaud, D., & Flore, P. (2012). Prediction of maximal lactate steady state in runners with an incremental test on the field. *Journal of Sports Sciences*, 30(6), 609–616. <https://doi.org/10.1080/02640414.2012.660187>
- Lillo-Beviá, J., & Pallarés, J. (2017). Validity and Reliability of the Cycleops Hammer Cycle Ergometer. *International Journal of Sports Physiology and Performance*. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2017-0403>
- Lillo-Beviá, J. R., Moran-Navarro, R., Martínez-Cava, A., Cerezuela, V., & Pallares, J. G. (2018). A 1-day maximal lactate steady-state assessment protocol for trained cyclists. *Journal of Science and Cycling*, 7(1), 9–16. <https://doi.org/10.28985/180630.jsc.03>
- Lindsay, F. H., Hawley, J. A., Myburgh, K. H., Schomer, H. H., Noakes, T. D., & Dennis, S. C. (1996). Improved athletic performance in highly trained cyclists after interval training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 28(11), 1427–1434. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8933495>
- Llodio, I., Gorostiaga, E. M., Garcia-Tabar, I., Granados, C., & Sanchez-Medina, L. (2016). Estimation of the Maximal Lactate Steady State in Endurance Runners. *International Journal of Sports Medicine*, 37(7), 539–546. <https://doi.org/10.1055/s-0042-102653>
- López Chicharro, J., & Fernández Vaquero, A. (2006). *Fisiología del ejercicio*. Médica Panamericana.

- Lucía, A., Hoyos, J., Pérez, M., & Chicharro, J. L. (2000). Heart rate and performance parameters in elite cyclists: a longitudinal study. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *32*(10), 1777–1782. <https://doi.org/10.1097/00005768-200010000-00018>
- Lucía, A., Sánchez, O., Carvajal, A., & Chicharro, J. L. (1999). Analysis of the aerobic-anaerobic transition in elite cyclists during incremental exercise with the use of electromyography. *British Journal of Sports Medicine*, *33*(3), 178–185. <https://doi.org/10.1136/BJSM.33.3.178>
- MacInnis, M. J., Thomas, A. C. Q., & Phillips, S. M. (2018). The Reliability of 4-min and 20-min Time Trials and Their Relationships to Functional Threshold Power in Trained Cyclists. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 1–27. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2018-0100>
- MacIntosh, B. R., Bryan, S. N., Rishaug, P., & Norris, S. R. (2001). Evaluation of the Monark Wingate Ergometer by direct measurement of resistance and velocity. *Canadian Journal of Applied Physiology-Revue Canadienne De Physiologie Appliquee*, *26*(6), 543–558.
- Madrid, B., Pires, F. O., Prestes, J., Leite Vieira, D. C., Clark, T., Tiozzo, E., ... Simoes, H. G. (2016). Estimation of the Maximal Lactate Steady State Intensity by the Rating of Perceived Exertion. *Perceptual and Motor Skills*, *122*(1), 136–149. <https://doi.org/10.1177/0031512516631070>
- Margaria, R., Aghemo, P., & Rovelli, E. (1966). Measurement of muscular power (anaerobic) in man. *Journal of Applied Physiology*, *21*(5), 1662–1664. <https://doi.org/10.1152/jappl.1966.21.5.1662>
- Martin, J. C., Milliken, D. L., Cobb, J. E., McFadden, K. L., & Coggan, A. R. (1998). Validation of a mathematical model for road cycling power. *Journal of Applied Biomechanics*, *14*(3), 276–291.
- Matthew Laurent, C., Meyers, M. C., Robinson, C. A., & Matt Green, J. (2007). Cross-validation of the 20- versus 30-s Wingate anaerobic test. *European Journal of Applied Physiology*, *100*(6), 645–651. <https://doi.org/10.1007/s00421-007-0454-3>
- Mattioni Maturana, F., Keir, D. A., McLay, K. M., & Murias, J. M. (2016). Can measures of critical power precisely estimate the maximal metabolic steady-state? *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, *41*(11), 1197–1203. <https://doi.org/10.1139/apnm-2016-0248>
- Maxwell, B. F., Withers, R. T., Ilesley, A. H., Wakim, M. J., Woods, G. F., & Day, L. (1998). Dynamic calibration of mechanically, air- and electromagnetically braked cycle ergometers.

- European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 78(4), 346–352. <https://doi.org/10.1007/s004210050430>
- McLaughlin, J. E., Howley, E. T., Bassett David R., J., Thompson, D. L., & Fitzhugh, E. C. (2010). Test of the Classic Model for Predicting Endurance Running Performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 42(5), 991–997. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181c0669d>
- McLellan, T. M., & Cheung, K. S. Y. (1992). A comparative-evaluation of the individual anaerobic threshold and the critical power. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(5), 543–550.
- McLellan, T. M., Cheung, S. S., & Jacobs, I. (1995). Variability of time to exhaustion during submaximal exercise. *Canadian Journal of Applied Physiology-Revue Canadienne De Physiologie Appliquee*, 20(1), 39–51.
- Medbo, J. I., & Tabata, I. (1989). RELATIVE Importance of aerobic and anaerobic energy-release during short-lasting exhausting bicycle exercise. *Journal of Applied Physiology*, 67(5), 1881–1886.
- Mendes, T. T., Fonseca, T. R., Ramos, G. P., Wilke, C. F., Torres Cabido, C. E., Monteiro De Barros, C. L., ... Garcia, E. S. (2013). Six weeks of aerobic training improves VO<sub>2</sub>max and MLSS but does not improve the time to fatigue at the MLSS. *European Journal of Applied Physiology*, 113(4), 965–973. <https://doi.org/10.1007/s00421-012-2501-y>
- Messonnier, L., Freund, H., Denis, C., Dormois, D., Dufour, A. B., & Lacour, J. R. (2002). Time to exhaustion at VO<sub>2</sub> max is related to the lactate exchange and removal abilities. *International Journal of Sports Medicine*, 23(6), 433–438. <https://doi.org/10.1055/s-2002-33740>
- Meyer, T., Gabriel, H. H., & Kindermann, W. (1999). Is determination of exercise intensities as percentages of VO<sub>2</sub>max or HRmax adequate? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(9), 1342–1345.
- Midgley, A. W., McNaughton, L. R., & Carroll, S. (2007). Time at VO<sub>2</sub>max during intermittent treadmill running: Test protocol dependent or methodological artefact? *International Journal of Sports Medicine*, 28(11), 934–939. <https://doi.org/10.1055/s-2007-964972>
- Miller, M. C., Macdermid, P. W., Fink, F., & Stannard, S. R. (2015). Agreement between Powertap, Quarq and Stages power meters for cross-country mountain biking. *Sports Technology*, 8(1–2), 44–50. <https://doi.org/10.1080/19346182.2015.11108979>
- Millet, G. P., Tronche, C., Fuster, N., Bentley, D. J., & Candau, R. (2003). Validity and Reliability

- of the Polar® S710 Mobile Cycling Powermeter. *International Journal of Sports Medicine*, 24(3), 156–161. <https://doi.org/10.1055/s-2003-39083>
- Monod, H., & Scherrer, J. (1965). The Work Capacity of a Synergistic Muscular Group. *Ergonomics*, 8(3), 329–338. <https://doi.org/10.1080/00140136508930810>
- Montain, S. J., Smith, S. A., Mattot, R. P., Zientara, G. P., Jolesz, F. A., & Sawka, M. N. (1998). Hypohydration effects on skeletal muscle performance and metabolism: a <sup>31</sup>P-MRS study. *Journal of Applied Physiology*, 84(6), 1889–1894. <https://doi.org/10.1152/jappl.1998.84.6.1889>
- Mora-Rodríguez, R., Pallares, J. G., Maria Lopez-Gullon, J., Lopez-Samanes, A., Fernandez-Elias, V. E., & Ortega, J. F. (2015). Improvements on neuromuscular performance with caffeine ingestion depend on the time-of-day. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 18(3), 338–342. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2014.04.010>
- Mora Rodríguez, R. (2010). *Fisiología del deporte y el ejercicio: prácticas de campo y laboratorio*. Editorial Médica Panamericana. Retrieved from <https://www.medicapanamericana.com/Libros/Libro/3768/Fisiologia-del-deporte-y-el-ejercicio.html>
- Morán-Navarro, R., Courel-Ibáñez, J., Martínez-Cava, A., Conesa-Ros, E., Sánchez-Pay, A., Mora-Rodríguez, R., & Pallarés, J. G. (2018). Validity of Skin, Oral and Tympanic Temperatures During Exercise in the Heat: Effects of Wind and Sweat. *Annals of Biomedical Engineering*. <https://doi.org/10.1007/s10439-018-02115-x>
- Moritani, T., Nagata, A., Devries, H. A., & Muro, M. (1981). Critical power as a measure of physical work capacity and anaerobic threshold. *Ergonomics*, 24(5), 339–350. <https://doi.org/10.1080/00140138108924856>
- Moritani, T., Nagata, A., Devries, H. A., & Muro, M. (1981). Critical power as a measure of physical work capacity and anaerobic threshold. *Ergonomics*, 24(5), 339–350. <https://doi.org/10.1080/00140138108924856>
- Morton, R. H. (2006). The critical power and related whole-body bioenergetic models. *European Journal of Applied Physiology*, 96(4), 339–354. <https://doi.org/10.1007/s00421-005-0088-2>
- Mujika, I. (2012). The Cycling Physiology of Miguel Indurain 14 Years after Retirement. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 7(4), 397–400. <https://doi.org/10.1123/ijsp.7.4.397>
- Munoz, I., Seiler, S., Alcocer, A., Carr, N., & Esteve-Lanao, J. (2015). Specific Intensity for

- Peaking: Is Race Pace the Best Option? *Asian Journal of Sports Medicine*, 6(3), e24900–e24900. <https://doi.org/10.5812/asjasm.24900>
- Myers, J., & Bellin, D. (2000). Ramp exercise protocols for clinical and cardiopulmonary exercise testing. *Sports Medicine*, 30(1), 23–29. <https://doi.org/10.2165/00007256-200030010-00003>
- Myers, J., Buchanan, N., Walsh, D., Kraemer, M., McAuley, P., Hamilton-Wessler, M., & Froelicher, V. F. (1991). Comparison of the ramp versus standard exercise protocols. *Journal of the American College of Cardiology*, 17(6), 1334–1342. [https://doi.org/10.1016/S0735-1097\(10\)80144-5](https://doi.org/10.1016/S0735-1097(10)80144-5)
- Newton, R. U. (1994). Developing Explosive Muscular Power: Implications for a Mixed Methods Training Strategy. *Strength and Conditioning Journal*, 16(5), 20–31.
- Nimmerichter, A., Eston, R., Bachl, N., & Williams, C. (2012). Effects of low and high cadence interval training on power output in flat and uphill cycling time-trials. *European Journal of Applied Physiology*, 112(1), 69–78. <https://doi.org/10.1007/s00421-011-1957-5>
- Nimmerichter, A., Schnitzer, L., Prinz, B., Simon, D., & Wirth, K. (2017). Validity and Reliability of the Garmin Vector Power Meter in Laboratory and Field Cycling. *International Journal of Sports Medicine*. <https://doi.org/10.1055/s-0043-101909>
- Nimmerichter, A., Williams, C., Bachl, N., & Eston, R. (2010). Evaluation of a Field Test to Assess Performance in Elite Cyclists. *International Journal of Sports Medicine*, 31(3), 160–166. <https://doi.org/10.1055/s-0029-1243222>
- Novak, A. R., & Dascombe, B. J. (2016). Agreement of Power Measures between Garmin Vector and SRM Cycle Power Meters. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 20(3), 167–172. <https://doi.org/10.1080/1091367x.2016.1191496>
- Novak, A. R., Stevens, C. J., & Dascombe, B. J. (2015). Agreement between LeMond Revolution cycle ergometer and SRM power meter during power profile and ramp protocol assessments. *Journal of Science and Cycling*, 4(3), 37–43.
- Ozkaya, O., Balci, G. A., As, H., & Vardarli, E. (2018). The Test-Retest Reliability of New Generation Power Indices of Wingate All-Out Test. *Sports (Basel, Switzerland)*, 6(2). <https://doi.org/10.3390/sports6020031>
- Padilla, S., Mujika, I., Cuesta, G., & Goiriena, J. J. (1999). Level ground and uphill cycling ability in professional road cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(6), 878–885. <https://doi.org/10.1097/00005768-199906000-00017>

- Pallares, J. G., Fernandez-Elias, V. E., Ortega, J. F., Munoz, G., Munoz-Guerra, J., & Mora-Rodriguez, R. (2013). Neuromuscular Responses to Incremental Caffeine Doses: Performance and Side Effects. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *45*(11), 2184–2192. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31829a6672>
- Pallarés, J. G., López-Samanes, Á., Fernández-Elías, V. E., Aguado-Jiménez, R., Ortega, J. F., Gómez, C., ... Mora-Rodríguez, R. (2015). Pseudoephedrine and circadian rhythm interaction on neuromuscular performance. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *25*(6), e603–e612. <https://doi.org/10.1111/sms.12385>
- Pallares, J. G., Lopez-Samanes, A., Moreno, J., Fernandez-Elias, V. E., Ortega, J. F., & Mora-Rodriguez, R. (2014). Circadian rhythm effects on neuromuscular and sprint swimming performance. *Biological Rhythm Research*, *45*(1), 51–60. <https://doi.org/10.1080/09291016.2013.797160>
- Pallares, J. G., Martinez-Abellan, A., Lopez-Gullon, J. M., Moran-Navarro, R., la Cruz-Sanchez, E., & Mora-Rodriguez, R. (2016). Muscle contraction velocity, strength and power output changes following different degrees of hypohydration in competitive olympic combat sports. *Journal of the International Society of Sports Nutrition*, *13*. <https://doi.org/10.1186/s12970-016-0121-3>
- Pallares, J. G., & Morán-Navarro, R. (2012). Methodological approach to the cardiorespiratory endurance training. *J Sport Health Res*, *4*, 109–119.
- Pallares, J. G., & Morán-Navarro, R. (2012). Propuesta metodológica para el entrenamiento de la resistencia cardiorrespiratoria. *Journal of Sport and Health Research*, *4*(2), 119–136.
- Pallares, J. G., Moran-Navarro, R., Fernando Ortega, J. F., Fernandez-Elias, V. E., & Mora-Rodriguez, R. (2016). Validity and Reliability of Ventilatory and Blood Lactate Thresholds in Well-Trained Cyclists. *Plos One*, *11*(9). <https://doi.org/10.1371/journal.pone/e0163389>
- Palmer, A. S., Potteiger, J. A., Nau, K. L., & Tong, R. J. (1999). A 1-day maximal lactate steady-state assessment protocol for trained runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *31*(9), 1336–1341. <https://doi.org/10.1097/00005768-199909000-00016>
- Passfield, L., & Doust, J. H. (2000). Changes in cycling efficiency and performance after endurance exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *32*(11), 1935–1941. <https://doi.org/10.1097/00005768-200011000-00018>
- Paton, C. D., & Costa, V. P. (2017). Is the PowerCal device suitable for monitoring performance with competitive cyclists? *Journal of Science and Cycling*, *6*(2), 22–26.

<https://doi.org/10.28985/jsc.v6i2.303>

- Paton, C., & Hopkins, W. (2001). Tests of cycling performance. *Sports Medicine*, *31*(7), 489–496. <https://doi.org/10.2165/00007256-200131070-00004>
- Patton, J. F., Murphy, M. M., & Frederick, F. A. (1985). Maximal power outputs during the wingate anaerobic test. *International Journal of Sports Medicine*, *6*(2), 82–85. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1025818>
- Peiffer, J. J., & Losco, B. (2011). Reliability/Validity of the Fortius Trainer. *International Journal of Sports Medicine*, *32*(5), 353–356. <https://doi.org/10.1055/s-0031-1271772>
- Peinado, A. B., Pessoa Filho, D. M., Diaz, V., Benito, P. J., Alvarez-Sanchez, M., Zapico, A. G., & Calderon, F. J. (2016). The midpoint between ventilatory thresholds approaches maximal lactate steady state intensity in amateur cyclists. *Biology of Sport*, *33*(4), 373–380. <https://doi.org/10.5604/20831862.1221812>
- Pérez Ruiz, M. (2006). Pruebas Funcionales de Valoración Aeróbica. In *Fisiología del Ejercicio - 3ª edición* (pp. 444–447). Editorial Médica Panamericana.
- Pinot, J., & Grappe, F. (2011). The Record Power Profile to Assess Performance in Elite Cyclists. *International Journal of Sports Medicine*, *32*(11), 839–844. <https://doi.org/10.1055/s-0031-1279773>
- Ramírez-Vélez, R., López-Albán, C. A., La Rotta-Villamizar, D. R., Romero-García, J. A., Alonso-Martinez, A. M., & Izquierdo, M. (2016). Wingate Anaerobic Test Percentile Norms in Colombian Healthy Adults. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *30*(1), 217–225. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001054>
- Reiser, M., Meyer, T., Kindermann, W., & Dausgs, R. (2000). Transferability of workload measurements between three different types of ergometer. *European Journal of Applied Physiology*, *82*(3), 245–249. <https://doi.org/10.1007/s004210050678>
- Rodger, S., Plews, D. J., McQuillan, J., & Driller, M. W. (2016). Evaluation of the Cyclus cycle ergometer and the Stages power meter for measurement of power output in cycling. *Journal of Science and Cycling*, *5*(3), 16–22. <https://doi.org/10.28985/jsc.v5i3.237>
- Rønnestad, B. R., Ellefsen, S., Nygaard, H., Zacharoff, E. E., Vikmoen, O., Hansen, J., & Hallen, J. (2014). Effects of 12 weeks of block periodization on performance and performance indices in well-trained cyclists. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *24*(2), 327–335. <https://doi.org/10.1111/sms.12016>
- Schneeweiss, P., Schneeweiss, P., Haerlen, S., Ahrend, M.-D., Niess, A. M., & Krauss, I. (2018).

- Agreement between the Stages Cycling and PowerTap Powermeter. *Journal of Science and Cycling*, 7(1), 3–8. <https://doi.org/10.28985/jsc.v7i1.333>
- Seiler, S. (2010). What is Best Practice for Training Intensity and Duration Distribution in Endurance Athletes? *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 5(3), 276–291. <https://doi.org/10.1123/ijsp.5.3.276>
- Sjodin, B., & Jacobs, I. (1981). Onset of blood lactate accumulation and marathon running performance. *International Journal of Sports Medicine*, 2(1), 23–26. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1034579>
- Skinner, J. S., & McLellan, T. H. (1980). The Transition from Aerobic to Anaerobic Metabolism. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 51(1), 234–248. <https://doi.org/10.1080/02701367.1980.10609285>
- Smith, M. F., Davison, R. C. R., Balmer, J., & Bird, S. R. (2001). Reliability of mean power recorded during indoor and outdoor self-paced 40 km cycling time-trials. *International Journal of Sports Medicine*, 22(4), 270–274. <https://doi.org/10.1055/s-2001-13813>
- Sousa, A., Figueiredo, P., Zamparo, P., Pyne, D. B., Vilas-Boas, J. P., & Fernandes, R. J. (2015). Exercise Modality Effect on Bioenergetical Performance at VO<sub>2</sub>max Intensity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 47(8), 1705–1713. <https://doi.org/10.1249/mss.0000000000000580>
- Souza, K. M. de, Grossl, T., Babel Junior, R. J., Lucas, R. D. de, Costa, V. P., & Guglielmo, L. G. A. (2012). Maximal lactate steady state estimated by different methods of anaerobic threshold Máximo estado estável de lactato estimado por diferentes métodos de determinação do limiar anaeróbio. *Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano*, 14(3), 264–275. <https://doi.org/10.5007/1980-0037.2012v14n3p264>
- Sparks, S. A., Dove, B., Bridge, C. A., Midgley, A. W., & McNaughton, L. R. (2015). Validity and Reliability of the Look Keo Power Pedal System for Measuring Power Output During Incremental and Repeated Sprint Cycling. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 10(1), 39–45. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2013-0317>
- Stewart, A., & Marfell-Jones, M. (2011). *International standards for anthropometric assessment. International Society for Advancement of Kinanthropometry*. (Rev. 2006.). Potchefstroom South Africa: International Society for the Advancement of Kinanthropometry.
- Stoeggl, T. L., & Sperlich, B. (2015). The training intensity distribution among well-trained and elite endurance athletes. *Frontiers in Physiology*, 6.

<https://doi.org/10.3389/fphys.2015.00295>

- Stoggl, T., & Sperlich, B. (2014). Polarized training has greater impact on key endurance variables than threshold, high intensity, or high volume training. *Frontiers in Physiology*, 5. <https://doi.org/10.3389/fphys.2014.00033>
- Stone, C., & Hull, M. L. (1993). Rider bicycle interaction loads during standing treadmill cycling. *Journal of Applied Biomechanics*, 9(3), 202–218.
- Stratton, E., O'Brien, B. J., Harvey, J., Blitvich, J., McNicol, A. J., Janissen, D., ... Knez, W. (2009). Treadmill Velocity Best Predicts 5000-m Run Performance. *International Journal of Sports Medicine*, 30(1), 40–45. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1038761>
- Svedahl, K., & MacIntosh, B. R. (2003). Anaerobic threshold: The concept and methods of measurement. *Canadian Journal of Applied Physiology-Revue Canadienne De Physiologie Appliquee*, 28(2), 299–323. <https://doi.org/10.1139/h03-023>
- Swensen, T. C., Harnish, C. R., Beitman, L., & Keller, B. A. (1999). Noninvasive estimation of the maximal lactate steady state in trained cyclists. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(5), 742–746. <https://doi.org/10.1097/00005768-199905000-00019>
- Valenzuela, P. L., Morales, J. S., Foster, C., Lucia, A., & de la Villa, P. (2018). Is the Functional Threshold Power (FTP) a Valid Surrogate of the Lactate Threshold? *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 1–20. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2018-0008>
- van Stralen, K. J., Jager, K. J., Zoccali, C., & Dekker, F. W. (2008). Agreement between methods. *Kidney International*, 74(9), 1116–1120. <https://doi.org/10.1038/KI.2008.306>
- Vandewalle, H., & Driss, T. (2015). Friction-loaded cycle ergometers: Past, present and future. *Cogent Engineering*, 2(1). <https://doi.org/10.1080/23311916.2015.1029237>
- Vandewalle, H., Kapitaniak, B., Grun, S., Raveneau, S., & Monod, H. (1989). Comparison between a 30s all-out test and a time-work test on a cycle ergometer. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 58(4), 375–381. <https://doi.org/10.1007/bf00643512>
- Vanhatalo, A., Doust, J. H., & Burnley, M. (2007). Determination of critical power using a 3-min all-out cycling test. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(3), 548–555. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e31802dd3e6>
- Vanpraagh, E., Bedu, M., Roddier, P., & Coudert, J. (1992). A simple calibration method for mechanically braked cycle ergometers. *International Journal of Sports Medicine*, 13(1),

27–30. <https://doi.org/10.1055/s-2007-1021229>

Vincent, W. J. (2005). *Statistics in kinesiology*. Human Kinetics.

Wainwright, B., Cooke, C. B., & O'Hara, J. P. (2017). The validity and reliability of a sample of 10 Wattbike cycle ergometers. *Journal of Sports Sciences, 35*(14), 1451–1458. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1215495>

Wainwright, B., Cooke, C. B., O'Hara, J. P., Brian Cooke, C., Paul O'Hara, J., Cooke, C. B., & O'Hara, J. P. (2017). The validity and reliability of a sample of 10 Wattbike cycle ergometers. *Journal of Sports Sciences, 35*(14), 1451–1458. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1215495>

Wasserman, K., Hansen, J. E., Sue, D. Y., Stringer, W., & Whipp, B. J. (2005). *Measurements during integrative cardiopulmonary exercise testing. Principles of exercise testing and interpretation* (4th ed.).

Wasserman, K., & McIlroy, M. (1964). Detecting threshold of anaerobic metabolism in cardiac patients during exercise. *American Journal of Cardiology, 14*(6), 844–848. [https://doi.org/10.1016/0002-9149\(64\)90012-8](https://doi.org/10.1016/0002-9149(64)90012-8)

Wasserman, K., Whipp, B. J., Koyal, S. N., & Beaver, W. L. (1973). Anaerobic threshold and respiratory gas-exchange during exercise. *Journal of Applied Physiology, 35*(2), 236–243.

Weston, S. B., & Gabbett, T. J. (2001). Reproducibility of ventilation of thresholds in trained cyclists during ramp cycle exercise. *Journal of Science and Medicine in Sport, 4*(3), 357–366. [https://doi.org/10.1016/s1440-2440\(01\)80044-x](https://doi.org/10.1016/s1440-2440(01)80044-x)

Weyand, P. G., Lin, J. E., & Bundle, M. W. (2006). Sprint performance-duration relationships are set by the fractional duration of external force application. *American Journal of Physiology-Regulatory Integrative and Comparative Physiology, 290*(3), R758–R765. <https://doi.org/10.1152/ajpregu.00562.2005>

Whaley, M. H., Kaminsky, L. A., Dwyer, G. B., Getchell, L. H., & Norton, J. A. (1992). Predictors of over- and underachievement of age-predicted maximal heart rate. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 24*(10), 1173–1179.

Whittle, C., Smith, N., & Jobson, S. A. (2018). Validity of PowerTap P1 Pedals during Laboratory-Based Cycling Time Trial Performance. *Sports (Basel, Switzerland), 6*(3). <https://doi.org/10.3390/sports6030092>

Wilke, C. F., Ramos, G. P., Lima, A. M., Cabido, C. E. T., Barros, C. L. M. de, Mendes, T. T., & Garcia, E. S. (2014). Maximal power output estimates the MLSS before and after aerobic

- training. *Motriz: Revista de Educação Física*, 20(2), 226–232. <https://doi.org/10.1590/s1980-65742014000200014>
- Wolpern, A. E., Burgos, D. J., Janot, J. M., & Dalleck, L. C. (2015). Is a threshold-based model a superior method to the relative percent concept for establishing individual exercise intensity? a randomized controlled trial. *Bmc Sports Science Medicine and Rehabilitation*, 7(1), 16. <https://doi.org/10.1186/s13102-015-0011-z>
- Yaeger, D. B., & Stavrianeas, S. (2008). Determination of MLSS: two tests are better than one. *Faseb Journal*, 22, 1.
- Zadow, E. K., Kitic, C. M., Wu, S. S. X., & Fell, J. W. (2017). Reliability of Power Settings of the Wahoo KICKR Power Trainer After 60 Hours of Use. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 1–13. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0732>
- Zadow, E. K., Kitic, C. M., Wu, S. S. X., Smith, S. T., & Fell, J. W. (2016). Validity of Power Settings of the Wahoo KICKR Power Trainer. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 11(8), 1115–1117. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0733>
- Zadow, E., Zadow, E. K., Fell, J. W., & Kitic, C. M. (2016). The Reliability of a Laboratory-based 4 km Cycle Time Trial on a Wahoo KICKR Power Trainer. *Journal of Science and Cycling*, 5(3), 23–27. <https://doi.org/10.28985/jsc.v5i3.241>
- Zavorsky, G., Murias, J., Gow, J., Kim, D., Poulin-Harnois, C., Kubow, S., & Lands, L. (2007). Laboratory 20-km Cycle Time Trial Reproducibility. *International Journal of Sports Medicine*, 28(9), 743–748. <https://doi.org/10.1055/s-2007-964969>
- Zupan, M. F., Arata, A. W., Dawson, L. H., Wile, A. L., Payn, T. L., & Hannon, M. E. (2009). Wingate Anaerobic Test Peak Power and Anaerobic Capacity Classifications for Men and Women Intercollegiate Athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(9), 2598–2604. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181b1b21b>



## **9. Anexos**



ANEXO I

Aprobación Comité Ética de la Universidad de Murcia



## INFORME DE LA COMISIÓN DE ÉTICA DE INVESTIGACIÓN DE LA UNIVERSIDAD DE MURCIA

Jaime Peris Riera, Catedrático de Universidad y Secretario de la Comisión de Ética de Investigación de la Universidad de Murcia

### CERTIFICA:

Que D. Jesús García Pallarés ha presentado el proyecto de investigación titulado *"Estudio de los tiempos límite en esfuerzos a intensidad constante sobre los principales hitos fisiológicos de la vía aeróbica y anaeróbica"*, a la Comisión de Ética de Investigación de la Universidad de Murcia.

Que dicha Comisión analizó toda la documentación presentada, y de conformidad con lo acordado el día 2 de diciembre de 2014<sup>1</sup>, por unanimidad, se emite INFORME FAVORABLE.

Y para que conste y tenga los efectos que correspondan, firmo esta certificación, con el visto bueno del Presidente de la Comisión, en Murcia a 2 de diciembre de 2014.

Vº Bº  
EL PRESIDENTE DE LA COMISIÓN  
DE ÉTICA DE INVESTIGACIÓN  
DE LA UNIVERSIDAD DE MURCIA

  
Fdo.: Antonio Juan García Fernández



ID: 1016/2014

<sup>1</sup> A los efectos de lo establecido en el art. 27.5 de la Ley 30/1992 de 26 de noviembre de Régimen Jurídico de las Administraciones Públicas y del P.A.C. (B.O.E. 27-11), se advierte que el acta de la sesión citada está pendiente de aprobación



ANEXO II  
Información para el Participante



## DOCUMENTO DE INFORMACIÓN AL PARTICIPANTE

Título del estudio: *Estudio de los tiempos límite en esfuerzos a intensidad constante sobre los principales hitos fisiológicos de la vía aeróbica y anaeróbica.*

*Investigador Principal: Dr. Jesús García Pallarés*

*Profesor de la Facultad de Ciencias del Deporte de la Universidad de Murcia*

### Objetivos del Estudio:

- Describir los tiempos límite de esfuerzos a intensidad constante en un cicloergómetro sobre los principales hitos fisiológicos de la vía aeróbica y anaeróbica.
- Estudiar los valores de reproducibilidad intra- e inter-sujeto de los tiempos de esfuerzos a intensidad constante en un cicloergómetro sobre los principales hitos fisiológicos de la vía aeróbica y anaeróbica.

Participantes. En este estudio participará usted (si reúne los criterios de selección y da su consentimiento) y otros 10 deportistas con características similares.

Requisitos. Para participar en el estudio usted no deberá padecer enfermedad infecto-contagiosa, ni anomalía cardíaca o músculo-esquelética alguna, y no deberá estar bajo prescripción médica de ningún medicamento durante la duración del estudio. Además, antes de comenzar el estudio usted realizará un test de salud mediante una prueba de esfuerzo con electrocardiograma para garantizar que puede realizar con seguridad los protocolos de la fase experimental

Diseño y Protocolo del Estudio: Si finalmente reúne todos los requisitos anteriormente mencionados, usted realizará una batería de test incrementales máximos en cicloergómetro para el estudio de la validez y reproducibilidad de diferentes variables relacionadas con las rutas metabólicas de obtención de energía (VO<sub>2</sub>max, umbrales ventilatorios, máximo estado estable de lactato y capacidad anaeróbica láctica)., Además, una vez realizadas estas pruebas, usted llevará a cabo diez test máximos a las diferentes intensidades descritas, con el fin de estudiar las variables que pueden condicionar el tiempo límite en estas cinco zonas o rutas metabólicas. Durante todas estas valoraciones se monitorizará su frecuencia cardíaca mediante un pulsómetro, el intercambio de gases mediante la calorimetría indirecta, y las concentraciones de ácido láctico por medio de extracciones de sangre capilar (5 mL) en la yema del dedo o en el lóbulo de la oreja.

Confidencialidad: todos los datos obtenidos en el ensayo con relación a su persona serán custodiados, garantizando discreción y confidencialidad sobre su identificación y que para esto en la documentación generada en el ensayo clínico solo se recogerán las iniciales de sus nombres y apellidos.



ANEXO III  
Consentimiento Informado



## HOJA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

**NOMBRE Y APELLIDOS DEL PARTICIPANTE** \_\_\_\_\_

Fecha Nacimiento \_\_\_\_\_

DNI \_\_\_\_\_

Dirección \_\_\_\_\_

Teléfono \_\_\_\_\_

*En caso de que el participante sea menor de edad, complete esta información:*

**NOMBRE Y APELLIDOS DEL PADRE, MADRE O TUTOR** \_\_\_\_\_

DNI \_\_\_\_\_

Dirección \_\_\_\_\_

Teléfono \_\_\_\_\_

**NOMBRE INVESTIGADOR PRINCIPAL** \_\_\_\_\_

1. He leído la hoja de información del proyecto y he tenido la posibilidad de discutir los detalles con el investigador principal y preguntarle cualquier tipo de dudas. El responsable del proyecto me ha explicado el propósito de las pruebas que van a realizarme y he entendido completamente todo lo que se me ha explicado.
2. Estoy de acuerdo en tomar parte de este estudio de forma voluntaria, y entiendo que soy completamente libre para abandonarlo en cualquier momento que desee o negarme a la realización de alguno de los procedimientos de medición.
3. Entiendo que las pruebas realizadas son parte de un proyecto de investigación que no me aportará ningún lucro personal, sino que están destinados a promover el conocimiento en Ciencias Biomédicas, cuyo protocolo ha sido aprobado por un comité de ética médica.
4. Estoy de acuerdo en que mis datos se guarden por el investigador principal, de forma confidencial, para su posterior análisis, y que los resultados de esta investigación, en caso de publicarse, no estarán nunca referidos a mi persona, respetándose la confidencialidad de los mismos y mi intimidad.

5. He sido también informado/a de que mis datos personales serán protegidos e incluidos en un fichero que deberá estar sometido a y con las garantías de la ley 15/1999 de 13 de diciembre.

**Consiento total y libremente a participar** en el proyecto titulado: “Estudio de los tiempos límite en esfuerzos a intensidad constante sobre los principales hitos fisiológicos de la vía aeróbica y anaeróbica”, el cual me ha sido detalladamente explicado.

**Firma del voluntario o padre, madre o tutor en su caso** \_\_\_\_\_

Lugar y Fecha \_\_\_\_\_

**Confirmando que he explicado al voluntario (arriba nombrado) el propósito y riesgos de las pruebas que van a realizarse.**

**Firma del Investigador** \_\_\_\_\_

Lugar y Fecha \_\_\_\_\_

## DATOS PERSONALES

Apellidos		Nombre	
Fecha de nacimiento	Sexo	Teléfono	
Dirección		Ciudad	CP
Email			
En caso de emergencia, contactar con:			
Nombre		Parentesco	
Teléfono/s			

Los datos que a continuación se solicitan son estrictamente confidenciales. Sólo serán utilizados para el desarrollo de los programas de entrenamiento más convenientes en base a su situación personal y nivel de salud, adecuando los niveles de progresión de los mismo. Se ruega que comuniquen las posibles variaciones que puedan surgir a lo largo del programa. En cualquier momento, podrá rectificar o eliminar toda la información que nos ha proporcionado.

## CUESTIONARIO PAR-O

Si tiene pensado llevar una vida físicamente mucho más activa, conteste a las siguientes 7 preguntas de abajo. Si usted tiene entre 15 y 69 años de edad, el cuestionario PAR-Q le dirá si necesita ir a un médico antes de empezar un programa físico.

Si usted tiene más de 69 años de edad, y no está acostumbrado a estar activo, entonces acuda a su médico. Sentido común es la mejor guía para responder a estas preguntas. Por favor lea las preguntas con cuidado y responda honestamente a cada una de ellas: marque SÍ o NO.

<b>SI</b>	<b>NO</b>	<b>PREGUNTAS</b>
-----------	-----------	------------------

- ¿Alguna vez el médico le ha dicho que tiene una enfermedad del corazón y le ha recomendado hacer actividad física solamente con supervisión médica?
- ¿Siente dolor en el pecho cuando hace actividad física?
- ¿Le ha dolido el pecho, cuando no estaba haciendo ejercicio, en el último mes?
- ¿Ha perdido la conciencia o equilibrio tras notar sensación de mareo?
- ¿Tiene algún problema en los huesos o articulaciones (por ejemplo, espalda, rodillas, o cadera) que pueda empeorar a causa de la actividad física propuesta?
- ¿Le ha prescrito el médico medicación arterial o para algún problema del corazón?
- ¿Sabe cualquier otra razón, por experiencia o por indicación de un médico, por la cual usted no debería hacer actividad física?

Si ha contestado SI a una o más preguntas Hable con su médico por teléfono o en persona ANTES de empezar a ser mucho más activo o ANTES de someterse a una evaluación física. Informe a su médico sobre el cuestionario PAR-Q y las preguntas que respondió con un SÍ.

- ✓ Tal vez pueda hacer cualquier actividad que desee, siempre y cuando empiece lentamente y aumentando gradualmente. O tal vez necesite restringir las actividades a aquellas que sean seguras para usted. Hable con su médico sobre las actividades en las que desea participar y siga su consejo.
- ✓ Investigue qué programas públicos son seguros y útiles para usted.

Si ha contestado NO honradamente a todas las preguntas del PAR-Q, puede estar razonablemente seguro de poder:

- ✓ Comenzar a ser más activo: Comience lentamente y aumente gradualmente. Esta es la forma más segura y sencilla de avanzar. Realizar una evaluación física: Es una forma excelente para determinar su condición física y poder planear la mejor estrategia para llevar una vida activa. Es altamente recomendable tomarse la tensión arterial. Si su lectura es superior a 44/94, hable con su médico antes de comenzar a ser físicamente más activo.

Difiera el aumento de la actividad:

- ✓ Si no se siente bien debido a una enfermedad temporal tal como resfrío, gripe o fiebre. Espere a sentirse mejor.
- ✓ Si está o puede estar embarazada. Hable con su médico antes de comenzar.

Por favor: Si su salud cambia, y alguna de las preguntas se convierte en SÍ, debe informarle a su profesional de fitness o a su médico. Pregunte si debe cambiar su plan de actividad física.

**“HE LEÍDO, ENTENDIDO Y COMPLETADO ESTE CUESTIONARIO. TODAS LAS PREGUNTAS HAN SIDO  
CONTESTADAS CON MI COMPLETA APROBACIÓN.”**

Fecha:

Firma



## ANEXO IV

Copia de los publicaciones que se derivan hasta la fecha de la Tesis Doctoral



## ARTICLES

Validity and Reliability of the PowerTap P1 Pedals Power Meter.

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29182415>

Validity and Reliability of the PowerTap P1 Pedals Power Meter

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5950748/>

A 1-day maximal lactate steady-state assessment protocol for trained cyclists

<http://www.isc-journal.com/ojs/index.php?journal=JSC&page=article&op=view&path%5B%5D=10.28985%2F180630.jsc.03>