

## Validez, fiabilidad y reproducibilidad de un test incremental en rampa en personas físicamente activas.

### Validity and reliability of an incremental ramp test for active persons.

**Pedro José Benito Peinado, Francisco Javier Calderón Montero, Augusto García Zapico (\*), Ana Belén Peinado Lozano**

Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte. INEF  
Universidad Politécnica de Madrid

(\*) Facultad de Educación, Universidad Complutense de Madrid.

#### Resumen

La novedosa aparición de equipos de análisis de gases más sofisticados y precisos, obliga a los investigadores, como paso inicial de cualquier estudio más complejo, a la calibración y contraste de sus herramientas de medida. En el momento de comenzar este estudio los datos publicados prueban sin lugar a dudas la validez del equipo de análisis de gases Oxicon Pro® (Carter y col., 1999:49, Rietjens y col., 2001, Koskolou y Geladas, 2002), pero no ha sido probada la reproducibilidad de las pruebas con este equipo y el protocolo que aquí proponemos. Con este fin se realizaron pruebas test-retest a un grupo de sujetos físicamente activos (Estudiantes de Educación Física el INEF de Madrid).

Se estudiaron 10 sujetos físicamente activos, (características en tabla I) a los que se realizó dos pruebas de esfuerzo en cicloergómetro. El protocolo en rampa, aumentaba 5 vatios cada 12 segundos (25 vatios·min<sup>-1</sup>) con un calentamiento de 3 minutos se aplicaba hasta que se cumplió, al menos dos de los criterios habituales para el cese de la prueba.

Los resultados (tablas IV a VIII) nos indican la alta correlación entre las variables en las dos pruebas realizadas oscilando entre  $r = 0,60$  y  $r = 0,99$  y coeficiente de determinación para el  $VO_2$ ,  $VCO_2$  y la Carga que fueron de  $r^2 = 0,95$ ,  $0,94$  y  $0,97$  respectivamente. Solo en dos variables se encontraron diferencias significativas entre la prueba 1 y 2. Esto fue en la producción máxima de  $VCO_2$  y en el umbral aeróbico expresado en frecuencia cardiaca. Estas diferencias pueden ser debidas a la mayor carga desarrollada en la 2ª prueba, aunque estas no sean significativas. No se encontraron correlaciones entre variables de rendimiento como  $VO_2$  máx.,  $VO_2/kg$ ;  $W$  y  $W/kg$  y las variables de recuperación. En conclusión, las variables estudiadas nos ofrecen bastante fiabilidad sobre el protocolo y equipo utilizados en nuestro estudio. Con esto queda probada la fiabilidad y reproducibilidad del test, la validez alcanzada es de contenido y queda justificada por su inclusión habitual en la determinación de los umbrales en ejercicio en la bibliografía (Yamamoto y col., 1991, Ribas y col., 1994, Chicharro y col., 1995, Lucia y col., 1999).

**Palabras clave:** Parámetros ventilatorios, Umbral respiratorio, Fiabilidad

## Validez, fiabilidad y reproducibilidad de un test incremental en rampa en personas físicamente activas.

### Validity and reliability of an incremental ramp test for active persons.

**Pedro José Benito Peinado, Francisco Javier Calderón Montero, Augusto García Zapico (\*), Ana Belén Peinado Lozano**

Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte. INEF  
Universidad Politécnica de Madrid

(\*) Facultad de Educación, Universidad Complutense de Madrid.

#### Abstract

The continuous apparition of new gas analysis equipment makes necessary and accurate calibration at the start of any new research. At the start of this study the validity of the Oxicon Pro® analyser had already been proved (Carter et al. 1999:49, Koskolou y Geladas, 2002, Rietjens et al., 2001), but not the reproducibility of it with the protocol here proposed. With this aim test-retest trials were carried out with a group of subjects' physically active (Sport Science students from the INEF of Madrid).

Ten subjects participate (5 males and 5 females) physically active (table I sows the characteristics of the subjects) did two effort tests in cicloergometer. The ramp protocol increased 5 Watts every 12 seconds (25 watts·min<sup>-1</sup>), with a 3 minute worm up and lasting when the normal criteria of maximal effort were shown. The results (Table IV to VIII) show the high correlation between the variables of the two tests carried out (from  $r=0.60$  and  $0.99$ ) and a determination coefficient for

VO<sub>2</sub>, VCO<sub>2</sub> and Load of  $r^2=0.95$ ,  $0.94$  and  $0.97$  respectively. Only two variables showed differences between test 1 and 2, the maximal production of VCO<sub>2</sub> and the aerobic threshold expressed in hart rate. These differences could be done to the increased load of the second test even thought no significant differences were observed on that parameter.

No correlations were observed between performance variables like VO<sub>2</sub> max, VO<sub>2</sub>/kg, Load and Load/kg and the recuperation variables.

In conclusion, the studied variables support the validity of the protocol and the analyser used on our future researches. The liability and reproducibility of the test is proved, the validity reached is of content and is justified by the inclusion for the determination of the exercise thresholds normally by the investigators (Lucia et al, 1999, Chicharro et al., 1995, Yamamoto et al., 1991, Ribas et al, 1994)

**Key words:** Breathig pattern, Ventilatory Threshold, Reliability.

## Introducción:

La determinación de los umbrales ventilatorios ha sido y es una herramienta fundamental para la prescripción de ejercicio en función de resultados (Lucia y col., 1998, Benito y col., 2002, Calderon y col., 2002) y su validación con respecto a los métodos bioquímicos es constante (James y col., 1989, Weltman y col., 1990, Yamamoto y col., 1991, Ribas y col., 1994, Urhausen y col., 1994, Chicharro y col., 1995, Gaskill y col., 2001).

La validez y fiabilidad de las medidas, así como la reproducibilidad del test no puede ser probada únicamente por los datos aportados por el fabricante, y se hace necesario buscar referencias de estos datos en la bibliografía (Carter y col., 1999, Rietjens y col., 2001, Koskolou y Geladas, 2002). La baja incidencia de los mismos motivó este primer estudio cuyo objetivo principal fue estudiar la validez y fiabilidad de las medidas de análisis de gases (composición y volumen) y comprobar la reproducibilidad del test empleado. Un segundo objetivo fue comprobar la validez de las medidas de recuperación en frecuencia cardíaca, utilizando las fórmulas de recuperación encontradas en la literatura (Wasserman y col., 1994, Calderon, Gonzalez y col., 1997, Cruz y col., 2001), aplicados a otros parámetros como la ventilación y comprobar su validez como herramientas válidas para reflejar su recuperación.

La recuperación porcentual de una variable con respecto a su máximo alcanzado, es una buena herramienta de medida para evaluar la recuperación de los deportistas. Este concepto es denominado relación de recuperación Short (Short y Sedlock, 1997). Se ha probado una relación bastante directa entre el estado de forma y los índices de recuperación (Darr y col., 1988), por lo que el estudio de la recuperación tanto cardíaca como ventilatoria nos puede ofrecer información sustancial a los preparadores, entrenadores y demás profesionales del deporte, del estado de forma de nuestros deportistas.

La aplicación de las fórmulas de recuperación de la frecuencia cardíaca a otras variables nos dará información sobre porcentaje en el que se encuentra el sujeto con respecto a su propia reserva. En este estudio solo se aplicará a la ventilación y se compara con los datos de reserva ventilatoria propuesta por Wasserman, aunque consideramos que un estudio más profundo de la recuperación exige su aplicación a todas las variables que componen el modelo respiratorio (Wasserman y col., 1994).

El objetivo principal de este trabajo era, comprobar validez del test empleado para el desarrollo de la tesis y verificar la fiabilidad y reproducibilidad de nuestros aparatos de medida, en concreto del analizador de gases Jaeger Oxicon Pro ®.

Como objetivos secundarios, nos planteamos la validación de diferentes fórmulas de recuperación, y la aplicación de las mismas a una nueva variable (Ventilación).

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se seleccionaron 10 sujetos físicamente activos (Estudiantes en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte), características en tabla I, para realizar una prueba de esfuerzo en el Laboratorio de Fisiología del INEF de Madrid.

Tabla I: Valores descriptivos de la muestra.		
	Media	D.E.
Edad	22	3,2
Talla	169,8	8,2
Peso	64,16	9,3
Capacidad vital forzada (FVC)	4,72	1,1
Fracción espirada en volumen en el primer segundo (FEV1)	4,14	1,1
Consumo de oxígeno máximo relativo (VO <sub>2</sub> /Kg máx.)	53,95	7,1
Carga máxima (Wmax)	270,5	49,07
Edad (años), Talla (cm), Peso (kg), Capacidad Vital (L), Fracción Espirada (L), Consumo máximo de oxígeno relativo al peso (ml/kg), Carga Máxima (vatios).		

**Protocolo.** Todos los sujetos fueron informados de la naturaleza del mismo, firmando un consentimiento por escrito para participar, siendo desarrollado según las pautas éticas dictadas en la declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial, para la investigación con los seres humanos (18).

Las mediciones de composición y volúmenes del aire espirado, se realizaron con un equipo Jaeger Oxicon Pro ® (Erich Jaeger, Alemania). La turbina es bidireccional digital (Triple V ®), de bajo espacio muerto y resistencia, cumpliendo la normativa ATS y ECCS (American Thoracic Society y European Communities Chemistry Society). La frecuencia cardiaca fue medida en un equipo de electrocardiografía, modelo Hellige Cardiostest EK 53 (Hellige, Freiburg, Alemania) de 3 canales.

A la llegada al laboratorio, a cada sujeto se le realizó un examen médico, consistente en la historia clínica y deportiva, ECG basal y espirometría. Las pruebas se realizaron sobre un cicloergómetro Jaeger ER800 ® (Erich Jaeger, Alemania) de resistencia variable y freno electromagnético con un rango de 25 a 1000 vatios, incrementos mínimos de 1 vatio/segundo. El protocolo de esfuerzo usado, consistió en un minuto totalmente en reposo, 3 minutos de calentamiento a 50 vatios y prueba progresiva con incrementos de 5 vatios cada 12 segundos. Finalizado el esfuerzo, se realizaban dos minutos de recuperación activa a 50 vatios (70 rpm) y 3 minutos en reposo completo en la bicicleta. La cadencia de pedaleo se estableció entre 70 y 90 rpm. Todas las pruebas se llevaron a cabo bajo similares condiciones atmosféricas (21 - 24 °C y 45 - 55% de humedad relativa y presión atmosférica comprendida entre el 700 y 715 mm Hg). Los valores se expresaron en condiciones STPD (Standard Temperature and Pressure Dry).

**Medidas y variables.** Como consecuencia de la medida directa, y a través de diversos procesos matemáticos se obtuvieron las variables que se detallan en la siguiente tabla:

Peso	Peso (kg.).
Talla	Talla (cm.).
Edad	Edad (años).
FCd rep	Frecuencia cardiaca en reposo (Latidos $\cdot$ min <sup>-1</sup> ).
FVC	Capacidad vital forzada (L.).
FEV	Fracción espirada en volumen en el primer segundo (L.).
MVV	Máxima ventilación voluntaria (L $\cdot$ min <sup>-1</sup> ).
VE rep	Ventilación en reposo (L $\cdot$ min <sup>-1</sup> ).
VO <sub>2</sub> max	Consumo de oxígeno máximo (ml $\cdot$ min <sup>-1</sup> ).
VO <sub>2</sub> /Kg	Consumo de oxígeno relativo máximo (ml $\cdot$ min <sup>-1</sup> ·kg <sup>-1</sup> ).
VCO <sub>2</sub> max	Producción de dióxido de carbono (ml $\cdot$ min <sup>-1</sup> ).
W max	Carga máxima (vatios).
VE max	Ventilación máxima (L $\cdot$ min <sup>-1</sup> ).
VO <sub>2</sub> 100w	Consumo de oxígeno en los 100 vatios (ml $\cdot$ min <sup>-1</sup> ).
VO <sub>2</sub> 200w	Consumo de oxígeno en los 200 vatios (ml $\cdot$ min <sup>-1</sup> ).
VO <sub>2</sub> 300w	Consumo de oxígeno en los 300 vatios (ml $\cdot$ min <sup>-1</sup> ).
VCO <sub>2</sub> 100w	Producción de dióxido de carbono en los 100 vatios (ml $\cdot$ min <sup>-1</sup> ).
VCO <sub>2</sub> 200w	Producción de dióxido de carbono en los 200 vatios (ml $\cdot$ min <sup>-1</sup> ).
VCO <sub>2</sub> 300w	Producción de dióxido de carbono en los 300 vatios (ml $\cdot$ min <sup>-1</sup> ).
Ua VO <sub>2</sub>	Umbral aeróbico en consumo de oxígeno (ml $\cdot$ min <sup>-1</sup> ).
Ua FCd	Umbral aeróbico en frecuencia cardiaca (Latidos $\cdot$ min <sup>-1</sup> ).
Ua w	Umbral aeróbico en vatios (vatios).
Uan VO <sub>2</sub>	Umbral anaeróbico en consumo de oxígeno (ml $\cdot$ min <sup>-1</sup> ).
Uan FCd	Umbral anaeróbico en frecuencia cardiaca (Latidos $\cdot$ min <sup>-1</sup> ).
Uan w	Umbral anaeróbico en vatios (vatios).
FCd max	Frecuencia cardiaca máxima (Latidos $\cdot$ min <sup>-1</sup> ).
FCd r2	Frecuencia cardiaca en el minuto dos de recuperación (Latidos $\cdot$ min <sup>-1</sup> ).
VE r2	Ventilación en el minuto dos de recuperación (Litros $\cdot$ min <sup>-1</sup> ).

El análisis de la transición aeróbico-anaeróbica se realizó a través de los procedimientos ventilatorios convencionales (Bischoff y Duffin, 1995, Londeree, 1997, Yan y Bates, 1999, Baldari y Guidetti, 2000, Green y col., 2003, Svedahl y MacIntosh, 2003, Santos y Giannella-Neto, 2004) cumpliendo el criterio de máximo número de puntos en relación (Gaskill y col., 2001).

Durante el período de recuperación, se analizaron todas las variables necesarias para el cálculo de las ecuaciones expuestas en la tabla III.

<b>Tabla III:</b> Ecuaciones para el estudio de recuperación.		
<b>IR1<sub>Fcd</sub></b>	Índice de recuperación cardiaca de Wasserman 1994.	$IR1_{Fcd} = (220 - Edad) - Fcd_{2'} = \text{Latidos} \cdot \text{min}^{-1}$
<b>IR2<sub>Fcd</sub></b>	Recuperación de la frecuencia cardiaca en dos minutos por Lamiel – Luengo (Calderón, 2001).	$IR2_{Fcd} = \frac{(Fcd_{\max \text{ Alcanzada}}) - Fcd_{2'}}{(Fcd_{\max \text{ Teorica}}) / (Fcd_{\max \text{ Alcanzada}})} = \text{Latidos} \cdot \text{min}^{-1}$
<b>IR3<sub>Fcd</sub></b>	Recuperación de la frecuencia cardiaca en dos minutos por Calderón (Calderón, 2001).	$IR3_{Fcd} = \frac{(Fcd_{\max \text{ Alcanzada}}) - Fcd_{2'}}{Fcd_{\max} - Fcd_{\text{reposo}}} \cdot 100 = \% \text{ de recuperación}$
<b>IR1<sub>VE</sub></b>	Índice de recuperación Ventilatoria de Wasserman 1994.	$IR1_{VE} = (FEV1 * 40) - VE_{2'} = \text{Litros} \cdot \text{min}^{-1}$
<b>IR2<sub>VE</sub></b>	Recuperación de la ventilación en dos minutos aplicando Lamiel-Luengo.	$IR2_{VE} = \frac{(VE_{\max \text{ Alcanzada}}) - VE_{2'}}{(FEV1 * 40) / (VE_{\max \text{ Alcanzada}})} = \text{Litros} \cdot \text{min}^{-1}$
<b>IR3<sub>VE</sub></b>	Recuperación de la ventilación en dos minutos aplicando Calderón.	$IR3_{VE} = \frac{(VE_{\max \text{ Alcanzada}}) - VE_{2'}}{VE_{\max} - VE_{\text{reposo}}} \cdot 100 = \%$
<b>IR4<sub>VE</sub></b>	Recuperación de la ventilación en dos minutos aplicando datos reales de la ventilación máxima.	$IR4_{VE} = (VE_{\max \text{ Alcanzada}}) - VE_{2'} = \text{Litros} \cdot \text{min}^{-1}$

Todos los parámetros de intercambio de gases fueron medidos respiración a respiración promediando cada 15 segundos e introducidos en el programa de análisis estadístico SPSS versión 11.0 ®.

**Análisis estadístico.** Se analizó la normalidad de las variables a través del estudio de la asimetría y la curtosis, estableciendo el criterio de la unidad para la asimetría y de dos unidades para la curtosis (Carter y Jeukendrup, 2002) aceptando que no eran normales cuando se sobrepasaban estos valores. Tras comprobar que era arriesgado utilizar pruebas paramétricas, se utilizaron los siguientes test:

- Correlación de Spearman (Rho de Spearman).
- Test de Wilcoxon.

Se analizaron independientemente las variables ergoespirométricas y por otro lado las variables de recuperación. El nivel de significación se estableció en p = 0,05.

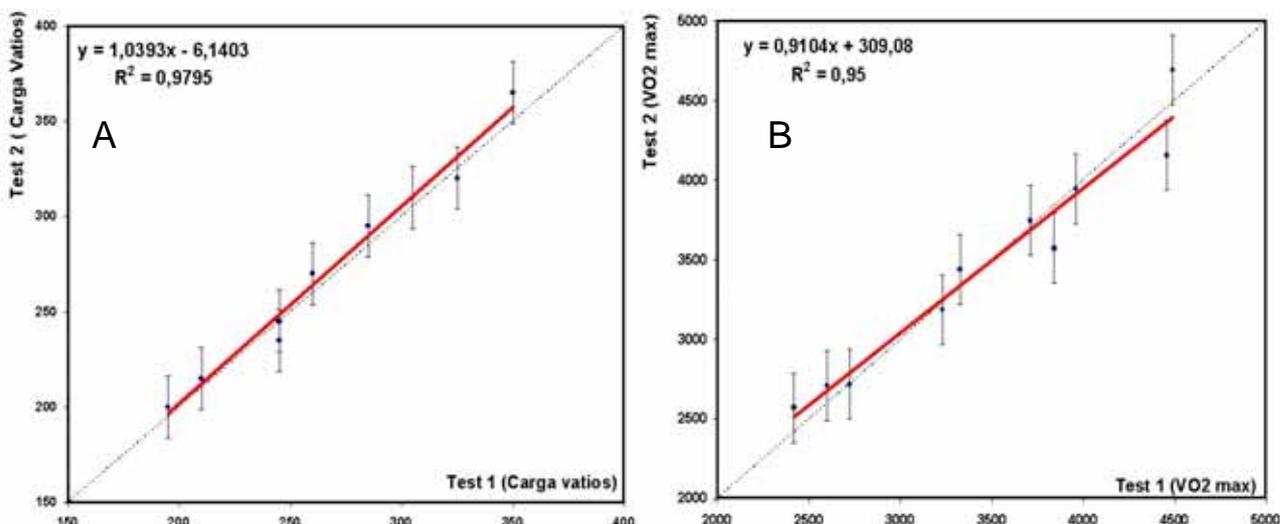
## RESULTADOS

Los resultados de este estudio se muestran en las tablas IV a VIII. En la tabla IV, se muestran las correlaciones entre las variables (principales) estudiadas, entre la prueba 1 y 2 de este estudio.

<b>Tabla IV:</b> Correlaciones entre la prueba 1 y 2 de las variables ergoespirométricas más significativas.		
	Correlación	Significación
Consumo máximo de oxígeno 1 y 2	0,988	0,001
Producción máxima de dióxido de carbono 1 y 2	0,952	0,001
Carga máxima desarrollada 1 y 2	0,997	0,001
Ventilación máxima alcanzada real 1 y 2	0,912	0,001
Consumo de oxígeno a los 100 vatios de carga 1 y 2	0,782	0,008
Consumo de oxígeno a los 200 vatios de carga 1 y 2	0,624	0,050
Consumo de oxígeno a los 300 vatios de carga 1 y 2	0,945	0,001 <sup>a</sup>
Producción de CO <sub>2</sub> a los 100 vatios de carga 1 y 2	0,830	0,003
Producción de CO <sub>2</sub> a los 200 vatios de carga 1 y 2	0,688	0,028
Producción de CO <sub>2</sub> a los 300 vatios de carga 1 y 2	0,945	0,001 <sup>a</sup>
Umbral Aeróbico expresado en VO <sub>2</sub> prueba 1 y 2	0,794	0,006
Umbral Aeróbico expresado en Frecuencia cardíaca 1 y 2	0,888	0,001
Umbral Aeróbico expresado en carga prueba 1 y 2	0,561	NS
Umbral Anaeróbico expresado en VO <sub>2</sub> prueba 1 y 2	0,964	0,001
Umbral Anaeróbico expresado en Frecuencia cardíaca 1 y 2	0,603	NS
Umbral Anaeróbico expresado en carga prueba 1 y 2	0,872	0,001
Frecuencia cardíaca máxima alcanzada en 1 y 2	0,860	0,001
Frecuencia cardíaca alcanzada en 2 min. de recuperación	0,826	0,003
Ventilación alcanzada en 2 min. de recuperación	0,772	0,009
La correlación es significativa al nivel 0,05 (bilateral). <sup>a</sup> cuando n=3 y resto n=10. NS = No significativo.		

Dos datos son de interés de esta primera tabla de resultados y es la ausencia de correlación entre el umbral anaeróbico expresado en frecuencia cardiaca entre las dos pruebas, y por otro lado la carga en la que se produce el umbral aeróbico.

La figura 1, nos muestra la regresión lineal de la variable carga (vatios) de la prueba 1 frente a la 2 (A). Son destacables el alto coeficiente de determinación y la alta correlación entre las variables comparadas, así como la alta significación de estas pruebas.



**Figura 1:** Correlaciones para la carga máxima ( $r=0,984$  con  $p < 0,001$ ) desarrollada entre la prueba 1 y 2 (vatios máximos) parte A y correlaciones para el VO2 máx. entre ambas pruebas ( $r=0,966$  con  $p<0,001$ ), parte B. Nótese el alto coeficiente de determinación.

De la misma manera ocurre en la parte B de la misma figura, en la que a pesar de su moderado coeficiente de determinación, la correlación y significación estadísticas, dejan de lado cualquier duda sobre la reproducibilidad del test. Los coeficientes de determinación para el VO<sub>2</sub>, VCO<sub>2</sub> y la Carga fueron de  $r^2 = 0,95$  0,94 y 0,97 respectivamente.

La siguiente tabla (Tabla V) muestra los resultados del test de Wilcoxon en las variables ergoespirométricas que se mencionaban en la tabla II:

TABLA V: Prueba de los rangos con signo de Wilcoxon para las variables ergoespirométricas más importantes.		
	Z	Significación
Consumo de oxígeno a los 100 vatios de carga 1 y 2	-,357 <sup>a</sup>	NS
Consumo de oxígeno a los 200 vatios de carga 1 y 2	-,968 <sup>b</sup>	NS
Consumo de oxígeno a los 300 vatios de carga 1 y 2	-1,069 <sup>a</sup>	NS
Producción de CO2 a los 100 vatios de carga 1 y 2	-,357 <sup>a</sup>	NS
Producción de CO2 a los 200 vatios de carga 1 y 2	-,561 <sup>b</sup>	NS
Producción de CO2 a los 300 vatios de carga 1 y 2	-,535 <sup>b</sup>	NS
Ventilación máxima en prueba 1 y 2	-1,355 <sup>b</sup>	NS
Frecuencia cardíaca máxima en 1 y 2	-,256 <sup>b</sup>	NS
Carga máxima en prueba 1 y 2	-1,628 <sup>b</sup>	NS
Consumo máximo de oxígeno en prueba 1 y 2	-,153 <sup>b</sup>	NS
Producción máxima de CO2 prueba 1 y 2	-2,191 <sup>b</sup>	,028
Umbral Aeróbico expresado en VO2 prueba 1 y 2	-,561 <sup>a</sup>	NS
Umbral Aeróbico expresado en Frecuencia cardíaca 1 y 2	-1,956 <sup>a</sup>	,050
Umbral Aeróbico expresado en carga prueba 1 y 2	-1,233 <sup>a</sup>	NS
Umbral Anaeróbico expresado en VO2 prueba 1 y 2	-,663 <sup>a</sup>	NS
Umbral Anaeróbico expresado en Frecuencia cardíaca 1 y 2	-,949 <sup>a</sup>	NS
Umbral Anaeróbico expresado en carga prueba 1 y 2	-,051 <sup>a</sup>	NS

a. Basado en rangos positivos; b. Basado en rangos negativos. NS Diferencias no significativas.

Es destacable en la anterior tabla resaltar la consistencia de los datos derivada de la existencia de diferencias significativas en la producción máxima de CO<sub>2</sub> entre la prueba 1 y la 2, ya que como podemos observar las diferencias en la carga máxima se acercan considerablemente al límite significativo de las dos desviaciones estándar. Las diferencias en la frecuencia cardiaca del umbral aeróbico pueden ser debidas al factor observador, ya que la determinación de los umbrales se realizó por el método de observación.

<b>Tabla VI:</b> Estadísticos descriptivos de las variables de recuperación analizadas para este estudio.						
<i>Variables Cardíacas</i>				<i>Variables Ventilatorias</i>		
	Media				Media	
	Estadístico		D.E		Estadístico	D.E.
<b>Fcd de reposo</b>	62,90		14,05	<b>FVC</b>	4,67	,99
<b>Fcd máxima</b>	186,10		6,68	<b>FEV1</b>	4,01	1,05
<b>Fcd recuperación 2 min.</b>	136,35		18,57	<b>MVV</b>	144,30	31,39
<b>IR1<sub>Fcd</sub></b>	61,65		16,18	<b>Ve rep</b>	11,00	2,66
<b>IR2<sub>Fcd</sub></b>	57,88		14,96	<b>Ve máx.</b>	124,60	24,50
<b>IR3<sub>Fcd</sub> (%)</b>	49,66		11,88	<b>Ve 2 min.</b>	64,70	13,19
				<b>IR1<sub>VE</sub></b>	95,86	34,22
				<b>IR2<sub>VE</sub></b>	51,58	21,56
				<b>IR3<sub>VE</sub> (%)</b>	52,85	7,27
				<b>IR4<sub>VE</sub></b>	62,50	19,92

Para ampliar información sobre variables mirar tablas II y III. Todas las variables cardíacas en latidos · min.<sup>-1</sup> excepto IR3<sub>Fcd</sub> en %. Todas las variables ventilatorias en litros · min.<sup>-1</sup> excepto IR3<sub>VE</sub> en %.

La tabla VI muestra los descriptivos de las variables tenidas en cuenta, clasificándolas en variables cardíacas y variables respiratorias. El índice de recuperación 3 (IR3) es el único que muestra la relación porcentual con respecto a la reserva de una variable, ya sea la frecuencia cardiaca o cualquier otra (ventilación).

La tabla VII muestra las correlaciones entre las diferentes variables de recuperación estudiadas.

<b>Tabla VII:</b> Correlaciones para las variables de recuperación de la frecuencia cardíaca y la ventilación.					
<i>Variables Cardíacas</i>			<i>Variables Ventilatorias</i>		
<b>Variable</b>	Correlación	Significación	<b>Variable</b>	Correlación	Significación
<b>Fcd rep &amp; Fcd máx.</b>	0,376	NS	<b>FVC &amp; MVV</b>	0,685	0,001
<b>Fcd max &amp; Fcd recup 2min</b>	0,199	NS	<b>FVC &amp; FEV1</b>	0,797	0,001
<b>IR1<sub>Fcd</sub> &amp; IR2<sub>Fcd</sub></b>	0,986	0,001	<b>FVC &amp; VE máx.</b>	0,828	0,001
<b>IR1<sub>Fcd</sub> &amp; IR3<sub>Fcd</sub></b>	0,920	0,001	<b>VE reposo &amp; Todas Variables</b>	NS	NS
<b>IR2<sub>Fcd</sub> &amp; IR3<sub>Fcd</sub></b>	0,911	0,001	<b>VE Recup 2 min &amp; VE máx.</b>	0,838	0,001
<b>Fcd recup 2 min &amp; IR1<sub>Fcd</sub></b>	-0,992	0,001	<b>IR1<sub>VE</sub> &amp; IR2<sub>VE</sub></b>	0,099	NS
<b>Fcd recup 2 min &amp; IR2<sub>Fcd</sub></b>	-0,992	0,001	<b>IR1<sub>VE</sub> &amp; IR3<sub>VE</sub></b>	0,077	NS
<b>Fcd recup 2 min &amp; IR3<sub>Fcd</sub></b>	-0,917	0,001	<b>IR1<sub>VE</sub> &amp; IR4<sub>VE</sub></b>	0,514	0,020
			<b>IR2<sub>VE</sub> &amp; IR3<sub>VE</sub></b>	0,644	0,002
			<b>IR2<sub>VE</sub> &amp; IR4<sub>VE</sub></b>	0,881	0,001
			<b>IR3<sub>VE</sub> &amp; IR4<sub>VE</sub></b>	0,645	0,002

La correlación es significativa al nivel 0,05 (bilateral). n=20. NS No significativo. Mirar tablas II y III para leyenda de variables.

Todos los índices de recuperación cardiaca muestran entre si una altísima correlación, que justifica la utilización indiferente de cualquiera de éstas. También es destacable la correlación inversa entre los datos de recuperación y las fórmulas propuestas, del todo lógicas, y que garantizan la idoneidad del método. En las variables ventilatorias ocurre algo similar, aunque hay que destacar que el índice de recuperación de Wasserman (IR1<sub>VE</sub>) no correlaciona con el resto de variables de recuperación, salvo una ligera correlación con el índice de recuperación real (IR4<sub>VE</sub>).

**Tabla VIII:** Prueba de los rangos con signo de Wilcoxon para las variables de recuperación entre ambas pruebas.

Variables Cardíacas			Variables Ventilatorias		
Variable	Z	Significación	Variable	Z	Significación
Fcd de reposo 1 y 2	-1,66 <sup>a</sup>	NS	Capacidad vital 1 y 2	-,51 <sup>a</sup>	NS
Fcd máxima 1 y 2	-,25 <sup>b</sup>	NS	FEV <sub>1</sub> 1 y 2	-2,49 <sup>a</sup>	,012
Fcd recuperación 2 min. 1 y 2	-,46 <sup>b</sup>	NS	Máxima ventilación voluntaria 1 y 2	-,37 <sup>a</sup>	NS
IR <sub>1Fcd</sub> 1 y 2	-,46 <sup>a</sup>	NS	Ventilación en reposo 1 y 2	-,80 <sup>b</sup>	NS
IR <sub>2Fcd</sub> 1 y 2	-,56 <sup>a</sup>	NS	Ventilación máx prueba. 1 y 2	-1,36 <sup>b</sup>	NS
IR <sub>3Fcd</sub> 1 y 2	-,26 <sup>a</sup>	NS	Ventilación recuperación 2 min. 1 y 2	-,91 <sup>b</sup>	NS
			IR <sub>1VE</sub> 1 y 2	-2,19 <sup>a</sup>	,028
			IR <sub>2VE</sub> 1 y 2	-2,80 <sup>b</sup>	,005
			IR <sub>3VE</sub> (%)1 y 2	-1,17 <sup>b</sup>	NS
			IR <sub>4VE</sub> 1 y 2	-2,19 <sup>b</sup>	,028

La correlación es significativa al nivel 0,05 (bilateral). <sup>a</sup> Basado en los rangos positivos, <sup>b</sup> Basado en los rangos negativos. n=10.NS No significativo.

La tabla VIII muestra los resultados del estudio de diferencias de las variables de recuperación entre las pruebas 1 y 2, para saber qué variables han mostrado una consistencia en los datos. Es necesario destacar que en las variables de frecuencia cardíaca no existen en ningún caso diferencias significativas. En las variables ventilatorias son destacables las diferencias en la fracción expirada en volumen (FEV1) y en todos los índices de recuperación salvo en la aplicación de Calderón.

También se realizó un estudio de las variables de rendimiento como VO<sub>2</sub> máx., VO<sub>2</sub>.kg<sup>-1</sup>; W y W/kg y todos los índices de recuperación, no encontrando en ningún caso relación alguna entre las variables de rendimiento y los mencionados índices.

## DISCUSIÓN

La validez de las medidas de un equipo de análisis de gases, es un asunto sencillo si se cuentan con las herramientas adecuadas. Consiste en demostrar que la medida realizada por nuestro equipo experimental coincide con el dato real. Todos los equipos de análisis de gases prueban su validez comparándose con el método de las bolsas de Douglas, el cual es considerado como método o “Patrón oro” de análisis de gases. El propósito es probar la fiabilidad de las medidas, a la vez que se demuestra la reproducibilidad del test empleado.

Para asegurar la validez de las medidas es necesario un análisis de las variables fundamentales que registra el equipo, ya que una gran cantidad del resto se obtienen por procedimientos matemáticos indirectos, bastante sencillos (Calderón y Benito, 2001). Este mencionado trabajo de validación ya ha sido realizado previamente por otros

investigadores. Rietjens y col., realizando un protocolo incremental de 35 vatios cada 5 minutos, comparando el Jaeger Oxicon Pro ® con el procedimiento de Douglas, obtuvieron unos coeficientes de determinación de  $r^2=0,99$  para la ventilación ( $V_e$ ),  $r^2=0,96$  para el  $VO_2$  y  $r^2=0,98$  para el  $VCO_2$  (Rietjens y col., 2001). A pesar de que en este estudio se observa cierta dispersión de los datos a altas intensidades, el procedimiento de análisis de diferencias de Bland y Altman dejaron fuera de duda la absoluta validez del equipo (Bland y Altman, 1986). Koskolou y col. en un estudio de similares características, obtienen un  $r^2=0,99$  para el  $VO_2$  e igual para el  $VCO_2$ , lo cual garantiza, previa calibración del equipo, que las medidas de nuestro equipo son igual de válidas que las producidas mediante el método de Douglas (Koskolou y Geladas, 2002). Este hecho ha sido también probado no solo en pruebas incrementales, sino también en pruebas de carga constante (Carter y Jeukendrup, 2002), pero nunca con protocolos en rampa como el nuestro.

Existen 2 correlaciones que no son significativas. La determinación de los umbrales es un hecho de interpretación y por tanto debe ser estudiado posteriormente la influencia de los observadores sobre su determinación, posible causa de esta falta de correlación en la variable del umbral anaeróbico expresado en frecuencia cardiaca. Otros investigadores han observado la influencia del observador en los resultados de la evaluación con resultados similares (Davis, 1985, Gaskill y col., 2001, Benito, 2004, Santos y Giannella-Neto, 2004), llegando a la conclusión que los observadores experimentados obtienen mayor fiabilidad en sus medidas, del todo lógico. Este mismo origen de error puede ser considerado a la hora de determinar la carga en la que se produce un umbral, la cual también está sometida a la subjetividad del observador y deberá ser analizada.

Los índices de fiabilidad más utilizados son la correlación (Weltman y col., 1990), el coeficiente de determinación Gaskill (McLellan y Jacobs, 1993, Gaskill y col., 2001) y el análisis de medias y desviaciones típicas (Gaskill y col., 2001) entre dos pruebas de similares características (Test-Retest).

Gaskill y colaboradores, admite como fiables coeficientes de determinación que oscilan entre  $r^2=0,89$  y  $r^2=0,94$ , nuestros datos oscilan entre  $r^2=0,94$  y  $0,97$  para los mismos datos (Gaskill y col., 2001). Además este autor apunta a que un método de análisis combinado, es el más efectivo para la determinación del umbral ventilatorio (VT1 o umbral aeróbico). Estudios de correlación similares al nuestro (Weltman y col., 1990) oscilan sus correlaciones entre  $r=0,78$  y  $r=0,96$ , mientras que en nuestro estudio oscilan desde  $r=0,56$  (No significativa) hasta  $r=0,99$  con  $p<0,05$ . Esta diferencia queda explicada si se eliminan las variables de apreciación subjetiva (umbrales) en cuyo caso las correlaciones oscilan entre  $r=0,78$  y  $0,99$  con  $p<0,05$ .

Según McLellan y Jacobs, la reproducibilidad de un test queda garantizada, si entre dos pruebas similares (Test-Retest) no existen diferencias significativas (McLellan y Jacobs, 1993). En nuestro estudio no existen las mencionadas diferencias en las variables fundamentales de análisis, salvo en el  $VCO_2$ . Esta diferencia tiene como origen un mayor nivel de carga alcanzado en la segunda prueba, lo cual produce niveles de  $CO_2$  más elevados como compensación de una mayor acidificación del medio interno (Cabrera y col., 1999).

Sobre el estudio de la recuperación cardiaca y la ventilatoria, hemos demostrado una alta correlación entre todos los índices de recuperación cardíaca que oscilan entre  $r=0,91$  y  $r=0,99$  lo cual demuestra su validez independiente para determinar la recuperación. Nuestros datos son similares a los propuestos por otros autores. En porcentaje de recuperación, Calderón y col. obtienen a los dos minutos un  $43.2 \pm 11.5\%$ , frente a el  $49.6 \pm 11.8\%$  obtenido por nosotros (Calderon, Brita y col., 1997). Utilizando otro índice propuesto por Lamiel-Luengo (Calderon y Benito, 2001), los datos  $57.8 \pm 14.9$  Latidos $\cdot$ min $^{-1}$ , son similares a los nuestros,  $58.6 \pm 14.8$  Latidos $\cdot$ min $^{-1}$ . Otra fuente de datos de estos índices son los hallados por Cruz y col., en los que los resultados para el índice de recuperación de Lamiel-Luengo son del 61,4 hasta el 67,4  $\pm 11.8$  Latidos $\cdot$ min $^{-1}$  frente a los  $58.6 \pm 14.8$  Latidos $\cdot$ min $^{-1}$  de nuestros datos (Cruz y col., 2001). Esta diferencia puede ser explicada en la diferencia entre las muestras, ya que estos autores hablan de deportistas de élite, mientras que nuestros sujetos son físicamente activos, habiéndose demostrado la diferencia en la recuperación ofrecida por el estado de entrenamiento (Darr y col., 1988).

En cuanto a la recuperación ventilatoria debemos poner especial atención en las diferencias estadísticas encontradas entre la prueba 1 y la 2 en la FEV<sub>1</sub> (Fracción espirada en volumen en el primer segundo), seguramente por una defectuosa maniobra en alguna de las dos pruebas, ya que las espirometrías, fuente de estos datos, suelen realizarse de manera rutinaria para descartar patologías ventilatorias y no como elemento de análisis. Esta variable incide de forma decisiva en algunos índices de recuperación ventilatoria IR1VE y IR2VE (Wasserman, 1994 y Lamiel-Luengo aplicado respectivamente). Y explican la falta de correlación en el test-retest entre estos dos índices,  $r=0,10$   $p>0,05$ . El IR2VE, IR3VE y IR4VE, se revelan como los índices más válidos para estudiar la recuperación ventilatoria. Además el índice de Calderón aplicado (IR3VE), se revela como el único que, basándose en la reserva ventilatoria real, no ha experimentado diferencias significativas entre ambas pruebas ( $Z=-1.17$   $p<0,05$ ), posiblemente por su relación sobre la reserva.

La validez del protocolo utilizado, proviene de dos fuentes. La primera es la justificación de que con el mismo protocolo las variables no han sufrido modificaciones significativas. La segunda fuente de validez es la aportada por diferentes autores que realizan de forma habitual pruebas similares a la nuestra para la determinación de los umbrales ventilatorios.

Así Buchfuhrer y col., realizaron un estudio comparativo entre diferentes protocolos y ergómetros (tapiz y cicloergómetro) para evaluar sus diferencias (Buchfuhrer y col., 1983). En este caso utilizaron protocolos de 15, 30 y 60 vatios  $\cdot$  min $^{-1}$ , demostrando que en este rango de carga el umbral ventilatorio era independiente de la misma, pero que el VO<sub>2</sub> máx. puede estar influenciado por el protocolo. Por este motivo este autor propone cargas medias (30 vatios  $\cdot$  min $^{-1}$ ) para que las pruebas sean rápidas pero pueda alcanzarse el VO<sub>2</sub> máx. Davis aconseja la utilización de protocolos de 25 vatios $\cdot$ min $^{-1}$  para una clara detección de los umbrales a través de los equivalentes ventilatorios (Davis, 1985). En este mismo año, McLellan estudia diferentes protocolos y su influencia en la determinación de los umbrales (McLellan y Jacobs, 1993). Consiste en un protocolo de 30 vatios  $\cdot$  min $^{-1}$  escalonados. Beaver y col. utilizan un protocolo en rampa de 15 vatios  $\cdot$  min $^{-1}$  para la determinación de un nuevo método para hallar los umbrales, en sujetos físicamente activos (Beaver y col., 1986). Este es el desarrollo del

método conocidos como V-Slope. Este tipo de protocolos está más justificado, por su ligero aumento en la carga, para niños (Casajus, 1992) ya que esta pendiente permite llegar a las tasas de trabajo donde se produce el  $\text{VO}_2$  máx. sin que cese el ejercicio por acidosis local prematura.

Encontramos otro precedente de la utilización de protocolos en rampa en el trabajo de McLellan y Jacobs, en el que para validar el umbral anaeróbico individual por la metodología de Stegman y col., utilizan un protocolo en rampa de  $30 \text{ vatios} \cdot \text{min}^{-1}$  para determinar el  $\text{VO}_2$  máx. (Stegmann y col., 1981, McLellan y Jacobs, 1993). Sin embargo en este artículo como en muchos otros, a la hora de realizar una prueba de umbral láctico utilizaron un protocolo escalonado de  $30 \text{ vatios} \cdot 4 \text{ min}^{-1}$  ya que se espera una estabilización de la concentración de lactato en cada escalón antes de comenzar el siguiente.

Ribas y col., realizan un estudio comparativo de los diferentes métodos de detección del umbral ventilatorio. En este estudio se utilizó  $25 \text{ vatios} \cdot \text{min}^{-1}$  (no se describe si en escalones o en rampa) para la determinación de los umbrales por los siguientes métodos: Ventilación, Exceso de  $\text{CO}_2$ , Equivalentes, Cociente respiratorio y V-Slope (Ribas y col., 1994).

Wasserman recomienda protocolos continuos de  $20 \text{ vatios} \cdot \text{min}^{-1}$  para la determinación del umbral aeróbico (umbral láctico o anaeróbico según su nomenclatura) por el método de los equivalentes respiratorios (Wasserman y col., 1994). Este mismo autor, concluye (1994:48) que test incrementales con medidas de  $\text{VO}_2$  y  $\text{CO}_2$  respiración a respiración pueden ser utilizadas para la determinación del modelo trifásico descrito por Skinner y McLellan (Skinner y McLellan, 1980).

Finalmente, Pardo utiliza un protocolo de 5 vatios cada 12 segundos, es decir de  $25 \text{ vatios} \cdot \text{min}^{-1}$  para los mismos fines, es decir hallar los umbrales en ejercicio incremental, tanto ventilatorios como lácticos (Pardo, 2001:49).

Se puede observar una cierta tendencia a la utilización (en su evolución histórica) de protocolos, desde escalonados hacia los de rampa, aunque los incrementos por minuto han permanecido prácticamente estables en función de la población a la que se aplicaban.

**En conclusión**, tanto el test utilizado como nuestro equipo de análisis de gases han sobrepasado con éxito los test de fiabilidad y reproducibilidad que se utilizan normalmente en estudios de esta índole. La validez del test utilizado para la determinación de los umbrales ventilatorios queda justificado por la bibliografía mencionada en la discusión.

En cuanto a las conclusiones secundarias, se ha demostrado que la aplicación de las fórmulas Lamiel-Luengo y Calderón (Calderón y col. 1997; Cruz y col. 2001) son herramientas válidas para observar la evolución de la ventilación y la frecuencia cardiaca en la recuperación, aunque es la aplicación de la fórmula de Calderón y colaboradores para la ventilación, la única que no muestra problemas de fiabilidad.

## Referencias

- Baldari, C y Guidetti, L (2000). A simple method for individual anaerobic threshold as predictor of max lactate steady state. *Med Sci Sports Exerc*, 32 (10), 1798-802.
- Beaver, WL; Wasserman, K y Whipp, BJ (1986). A new method for detecting anaerobic threshold by gas exchange. *J Appl Physiol*, 60 (6), 2020-7.
- Benito, PJ (2004). *Estudio del modelo respiratorio: Nuevo método de determinación de los umbrales ventilatorios*. Unpublished Experimental, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, pp 184, (Tesis).
- Benito, PJ; Calderón, FJ; García, A; Bonito, R y Meléndez, A (2002). Análisis de las pruebas ergoespirométricas en fase estable. Revisión. *Selección*, 11 (6), 384-394.
- Bischoff, MM y Duffin, J (1995). An aid to the determination of the ventilatory threshold. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 71 (1), 65-70.
- Bland, JM y Altman, DJ (1986). Regression analysis. *Lancet*, 19 (1), 908-909.
- Buchfuhrer, MJ; Hansen, JE; Robinson, TE; Sue, DY; Wasserman, K y Whipp, BJ (1983). Optimizing the exercise protocol for cardiopulmonary assessment. *J Appl Physiol*, 55 (5), 1558-64.
- Cabrera, ME; Saidel, GM y Calan, SC (1999). Lactate metabolism during exercise: analysis by an integrative systems model. *Am J Physiol*, 277 (5 Pt 2), R1522-1536.
- Calderon, FJ y Benito, PJ (2001). Ergoespirometría: paradigma del análisis de la respuesta integrada al ejercicio dinámico. *Selección*, 10 (1), 21-36.

Calderon, FJ; Benito, PJ y García, A (2002). Aplicación práctica de las pruebas de esfuerzo. *Selección*, 11 (4), 202-209.

Calderon, FJ; Brita, JL; Gonzalez, C y Machota, V (1997). Estudio de la recuperación de la frecuencia cardíaca en deportistas de élite. *Selección*, 6 (3), 101-105.

Calderon, FJ; Gonzalez, C; Segovia, JC y Lopez-Silvarrey, J (1997). Parámetros del modelo respiratorio durante una prueba de esfuerzo incremental. *Archivos de medicina del deporte*, XIV (58), 97-103.

Carter, H; Jones, AM y Doust, JH (1999). Effect of incremental test protocol on the lactate minimum speed. *Med Sci Sports Exerc*, 31 (6), 837-45.

Carter, J y Jeukendrup, AE (2002). Validity and reliability of three commercially available breath-by-breath respiratory systems. *Eur J Appl Physiol*, 86 (5), 435-41.

Casajus, JA (1992). Hiperventilación y lactatemia. *Apunts*, XIX, 53-55.

Cruz, E; Benito, PJ y Calderon, FJ (2001). La recuperación de la frecuencia cardíaca en deportistas de fondo: Triatletas, Atletas, Nadadores y Ciclistas. *Selección*, 10 (2), 67-72.

Chicharro, JL; Fernandez, A; Perez, M y Legido, JC (1995). Umbral de compensación respiratoria vs obla en una prueba incremental con protocolo en rampa en cicloergometro. *Archivos de medicina del deporte*, XII (49), 341-345.

Darr, KC; Bassett, DR; Morgan, BJ y Thomas, DP (1988). Effects of age and training status on heart rate recovery after peak exercise. *Am J Physiol*, 254 (2 Pt 2), H340-3.

Davis, JA (1985). Anaerobic threshold: review of the concept and directions for future research. *Med Sci Sports Exerc*, 17 (1), 6-21.

Gaskill, SE; Ruby, BC; Walker, AJ; Sanchez, OA; Serfass, RC y Leon, AS (2001). Validity and reliability of combining three methods to determine ventilatory threshold. *Med Sci Sports Exerc*, 33 (11), 1841-8.

Green, JM; Crews, TR; Bosak, AM y Peveler, WW (2003). A comparison of respiratory compensation thresholds of anaerobic competitors, aerobic competitors and untrained subjects. *Eur J Appl Physiol*, 90 (5-6), 608-13.

James, NW; Adams, GM y Wilson, AF (1989). Determination of anaerobic threshold by ventilatory frequency. *Int J Sports Med*, 10 (3), 192-6.

Koskolou, M y Geladas, N (2002) In *7th annual congress of the ECSS*, Vol. 2 (Ed, Klissouras, V) ECSS, Athens, Greece, pp. 320-333.

Londeree, BR (1997). Effect of training on lactate/ventilatory threshold: a meta-analysis. *Med Sci Sports Exerc*, 29 (6), 837-843.

Lucia, A; Carvajal, A; Calderon, FJ; Alfonso, A y Chicharro, JL (1999). Breathing pattern in highly competitive cyclists during incremental exercise. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 79 (6), 512-21.

Lucia, A; Pardo, J; Durantez, A; Hoyos, J y Chicharro, JL (1998). Physiological differences between professional and elite road cyclists. *Int J Sports Med*, 19 (5), 342-8.

McLellan, TM y Jacobs, I (1993). Reliability, reproducibility and validity of the individual anaerobic threshold. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 67 (2), 125-31.

Pardo, FJ (2001). *Evolución de los parámetros fisiológicos en ciclistas profesionales a lo largo de una temporada*. Unpublished Tesis, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, pp 116, (Tesis).

Ribas, J; Violan, M; Guerra, M y Roman, B (1994). Estudio comparativo de los métodos de detección del umbral ventilatorio. *Apunts*, XXXI (1), 269-275.

Rietjens, GJ; Kuipers, H; Kester, AD y Keizer, HA (2001). Validation of a computerized metabolic measurement system (Oxycon-Pro) during low and high intensity exercise. *Int J Sports Med*, 22 (4), 291-294.

Santos, EL y Giannella-Neto, A (2004). Comparison of computerized methods for detecting the ventilatory thresholds. *Eur J Appl Physiol*.

Short, KR y Sedlock, DA (1997). Excess postexercise oxygen consumption and recovery rate in trained and untrained subjects. *J Appl Physiol*, 83 (1), 153-9.

Skinner, JS y McLellan, TH (1980). The transition from aerobic to anaerobic metabolism. *Res Q Exerc Sport*, 51 (1), 234-48.

Stegmann, H; Kindermann, W y Schnabel, A (1981). Lactate kinetics and individual anaerobic threshold. *Int J Sports Med*, 2 (3), 160-5.

Svedahl, K y MacIntosh, BR (2003). Anaerobic threshold: the concept and methods of measurement. *Can J Appl Physiol*, 28 (2), 299-323.

Urhausen, A; Weiler, B; Coen, B y Kindermann, W (1994). Plasma catecholamines during endurance exercise of different intensities as related to the individual anaerobic threshold. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 69 (1), 16-20.

Wasserman, K; Hansen, JE; Sue, D, Y;; Whipp, BJ y Casaburi, R (1994). *Principles of exercise testing and interpretation*, Philadelphia, Lea & Febiger.

Weltman, A; Snead, D; Stein, P; Seip, R; Schurrer, R; Rutt, R y Weltman, J (1990). Reliability and validity of a continuous incremental treadmill protocol for the determination of lactate threshold, fixed blood lactate concentrations, and VO<sub>2</sub>max. *Int J Sports Med*, 11 (1), 26-32.

Yamamoto, Y; Miyashita, M; Hughson, RL; Tamura, S; Shinohara, M y Mutoh, Y (1991). The ventilatory threshold gives maximal lactate steady state. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 63 (1), 55-9.

Yan, S y Bates, JH (1999). Breathing responses to small inspiratory threshold loads in humans. *J Appl Physiol*, 86 (3), 874-80.