

Monograph

Costo de Oxígeno de la Ventilación y su Efecto sobre el *Plateau* del VO_2

Derek W Marks¹, Robert A Robergs², Jeff Nelson², Chantal Vella², Jenna Bell-Wilson² y Marc Apkarian²

¹California State University, Stanislaus, Department of Physical Education and Health, Estados Unidos.

²The University of New Mexico, Exercise Physiology Laboratories, Estados Unidos.

RESUMEN

La evidencia disponible acerca de los requerimientos significativos de oxígeno para la ventilación durante la realización de ejercicio moderado a intenso impulsó esta investigación para establecer si el costo de oxígeno de la ventilación produce la presencia de un *plateau* en el VO_2 . El objetivo fue comparar el VO_2 de todo el cuerpo (wb-VO_2) con el VO_2 de los músculos locomotores $\{(\text{VO}_{2\text{LOC}})$ que se calcula restando el VO_2 de los músculos utilizados para la ventilación durante el ejercicio ($\text{VO}_{2\text{RM}}$) al $\text{wb-VO}_2\}$ durante la realización de ejercicio máximo para evaluar la presencia del *plateau* en el VO_2 . Veintidós sujetos realizaron un test de VO_2 máx. en una bicicleta ergométrica para determinar el intervalo de V_E para cada sujeto. En una ocasión diferente, el $\text{VO}_{2\text{RM}}$ fue determinado en nueve V_E diferentes por medio de pruebas de hiperpnea isocápnica. El $\text{VO}_{2\text{RM}}$ máximo equivalió al $18,1 \pm 4,4\%$ del wb-VO_2 máx. El $\text{VO}_{2\text{RM}}$ aumentó exponencialmente a medida que se incrementaba la V_E . El aumento en el wb-VO_2 encontrado durante el ejercicio máximo fue mayor que el aumento encontrado en el wb-VO_2 cuando se lo comparó con el $\text{VO}_{2\text{LOC}}$ ($p < 0,05$), y por consiguiente la incidencia de un *plateau* de VO_2 fue mayor para el $\text{VO}_{2\text{LOC}}$ (15 de 22 sujetos) en comparación con el wb-VO_2 (1 de 22 sujetos, $p < 0,05$). El $\text{VO}_{2\text{RM}}$ reduce significativamente la pendiente del wb-VO_2 durante el ejercicio máximo, y puede estimarse en forma exacta utilizando la ecuación de regresión $\{\text{VO}_{2\text{RM}} (\text{mL/min}) = 346,9^{[0,007614 \times V_E (\text{L/min})]}\}$. Los datos indican que es cuestionable el uso del wb-VO_2 para construir modelos y entender la energética del cuerpo y de los músculos durante el ejercicio. Realizar una corrección del wb-VO_2 para el $\text{VO}_{2\text{RM}}$ proporciona una representación más acertada de la cinética del costo de oxígeno en los músculos que realizan ejercicio.

Palabras Clave: hiperventilación, ejercicio máximo, consumo de oxígeno máximo, trabajo de la respiración, ejercicio incremental, *plateau*

INTRODUCCION

La presencia de un *plateau* en el consumo de oxígeno cuando se realiza un test de ejercicio máximo incremental ha sido interpretada como una limitación en la cantidad de oxígeno que se entrega a los músculos que están realizando el ejercicio, o como una incapacidad de los músculos activos para consumir y utilizar el oxígeno a una mayor tasa a pesar de la creciente demanda de oxígeno (7, 14, 19). El *plateau* en el VO_2 no se produce en todos los sujetos durante los tests de ejercicio máximo y se considera una variable polémica en la discusión sobre los factores limitantes del consumo de oxígeno máximo (VO_2 máx.) (2-5). La capacidad de detectar este *plateau* puede verse obstaculizada cuando se utilizan los modelos de VO_2 de todo el cuerpo (wb-VO_2), tales como la Ecuación de Fick, o el análisis de los gases expirados por calorimetría indirecta, porque el empleo de estos métodos permite la inclusión del consumo de oxígeno de otros tejidos activos además de los músculos esqueléticos en contracción, que sostienen el modo de ejercicio, como los músculos respiratorios, para

influir en la pendiente de la relación entre VO_2 e intensidad.

De manera independiente Knight et al. (6) y Poole et al. (7) realizaron investigaciones que tenían como objetivo determinar si el wb-VO_2 medido vía calorimetría indirecta reflejaba con exactitud el aumento en el VO_2 de las piernas durante un ejercicio incremental de ciclismo. En ambos estudios se comparó el VO_2 de todo el cuerpo con el VO_2 de las piernas en un intervalo de potencia que abarcaba intensidades comprendidas entre 20 - 115% del VO_2 máx. Se encontró que la pendiente en el VO_2 en función de la potencia, determinado a partir de los gases expirados, no es significativamente diferente con respecto al valor registrado en las piernas que realizaban ejercicio durante ejercicios de intensidades submáximas y máximas. Los autores concluyeron que sus resultados "... dan crédito a la extrapolación del VO_2 del cuerpo al de las piernas que realizan ejercicio(6). "

A pesar de los resultados e interpretaciones de Knight et al. (6) y Poole et al. (7), otros autores sugieren que el VO_2 y el gasto cardíaco utilizados por los músculos respiratorios durante ejercicios de alta intensidad son lo suficientemente grandes para explicar una porción significativa del VO_2 de todo el cuerpo (8-12). A medida que la intensidad del ejercicio aumenta, también lo hace la necesidad de ventilar los pulmones y así aumenta el trabajo respiratorio. Debido a que la distribución del gasto cardíaco es generalmente proporcional a la actividad metabólica del tejido, a medida que aumenta el trabajo respiratorio también aumentan la cantidad de flujo de sangre y el VO_2 destinados a los músculos respiratorios (12).

En una serie de estudios dirigidos por Harms et al. (9-12), se encontró que durante la realización de ejercicios de alta intensidad, la carga de los músculos respiratorios reduce el flujo de sangre y el VO_2 de las piernas. La disminución del trabajo de los músculos respiratorios tiene el efecto opuesto. Adicionalmente, los autores concluyeron que entre un 14-16% del gasto cardíaco total se destina a los músculos respiratorios para sostener sus requerimientos metabólicos durante el ejercicio intenso. Los resultados sugieren que los músculos respiratorios compiten con los músculos de los miembros por el gasto cardíaco total durante el ejercicio. También indicarían que los incrementos en el wb-VO_2 durante el ejercicio de alta intensidad se deben al aumento en el VO_2 , tanto de los músculos respiratorios como de los músculos locomotores.

Durante casi 50 años, se han realizado esfuerzos para determinar el costo de oxígeno de la ventilación (1, 13, 15-17). Hasta la fecha, las investigaciones revelan que el costo de oxígeno de la ventilación aumenta en forma desproporcionada a los aumentos en la V_E , originando así una relación exponencial entre estas variables a medida que la V_E se incrementa (1, 13, 15-19). En la mayoría de estas investigaciones preliminares los datos fueron recolectados en condiciones de reposo sin ningún tipo de asociación con el ejercicio. A pesar de estas diferencias, los resultados de los estudios preliminares son notablemente consistentes con los resultados de estudios realizados con posterioridad. En 1993, Coast et al. (20) lograron determinar con precisión el costo de oxígeno de la ventilación en condiciones de ejercicio de ventilación alterada en reposo. Los autores concluyeron que cuando la duración de la inspiración y espiración, y de la tasa respiratoria (RR), determinadas durante la hiperpnea en reposo, fueron equiparadas con aquéllas experimentadas durante el ejercicio no se encontró ninguna diferencia en el trabajo de respiración determinado. En el estudio realizado por estos autores, los sujetos realizaron pruebas de hiperpnea en reposo en la posición de ejercicio, utilizando un metrónomo para controlar la RR y la duración de la inspiración y espiración.

Debido a que los músculos respiratorios exigen una importante porción de gasto cardíaco y O_2 durante el ejercicio de alta intensidad, los modelos de wb-VO_2 podrían no representar con precisión el VO_2 de los músculos locomotores. Esto es especialmente cierto durante el ejercicio de alta intensidad cuando se intenta descubrir la presencia de un *plateau* de VO_2 en estos músculos. Una nueva metodología para abordar este tema sería separar el wb-VO_2 en dos componentes; uno que representa el costo de oxígeno requerido para la ventilación ($\text{VO}_{2\text{RM}}$), y el otro que represente el costo de oxígeno de los músculos locomotores ($\text{VO}_{2\text{LOC}}$). Esto podría hacerse restando el $\text{VO}_{2\text{RM}}$ al wb-VO_2 lo que daría como resultado un VO_2 que representaría con más exactitud los cambios metabólicos que ocurren en los músculos locomotores ($\text{VO}_{2\text{LOC}}$). Entonces el $\text{VO}_{2\text{LOC}}$ podría ser estudiado para detectar la presencia del fenómeno del *plateau* en el VO_2 . En la Tabla 1 se proporcionan las definiciones de las abreviaturas no convencionales utilizadas en este estudio.

Aunque hay una razón para aplicar el $\text{VO}_{2\text{RM}}$ a la invalidez de un número variado de procedimientos que estiman la energética del músculo a partir de las mediciones del VO_2 de todo el cuerpo, tales como el componente lento del VO_2 durante ejercicio en estado no estable y del déficit de oxígeno acumulado, nos propusimos evaluar la influencia del $\text{VO}_{2\text{RM}}$ en la incidencia del *plateau* del VO_2 en el VO_2 máx. Por consiguiente, el propósito de este estudio fue determinar el $\text{VO}_{2\text{RM}}$ a lo largo de un intervalo de V_E que represente un test de ejercicio incremental realizado hasta el agotamiento. Planteamos la hipótesis que sostiene que la relación entre $\text{VO}_{2\text{RM}}$ y V_E sería curvilínea, y que por consiguiente ajustando el wb-VO_2 con el $\text{VO}_{2\text{RM}}$ disminuiría significativamente la respuesta del VO_2 , así como también cambiaría la pendiente de la relación VO_2 -potencia en ejercicios de intensidad cercana a la máxima. Tal respuesta a su vez podría influir en la incidencia del *plateau* del VO_2 , que es discutiblemente el mejor criterio para establecer la consecución de un verdadero VO_2 máx. Un objetivo secundario fue desarrollar una ecuación de regresión para estimar el $\text{VO}_{2\text{RM}}$ de la ventilación.

Abreviatura	Definición
$\dot{V}O_{2RM}$	Consumo de oxígeno necesario para ventilar un cierto volumen de aire, que incluye los músculos respiratorios y músculos posturales. Medido como el $\dot{V}O_2$ de todo el cuerpo, mientras se realiza hiperventilación en posición sentado
$\dot{V}O_{2RM}$ individual	Consumo de oxígeno necesario para ventilar un cierto volumen de aire. Los valores se obtienen de la respuesta propia de consumo de oxígeno de cada sujeto aplicada a sus propios datos de ejercicio de ventilación.
$\dot{V}O_{2RM}$ compuesto	Consumo oxígeno necesario para ventilar un cierto volumen de aire. Los valores son obtenidos aplicando la respuesta del consumo de oxígeno de todos los sujetos a los datos individuales de ejercicio de ventilación de cada sujeto
$\dot{V}O_{2LOC}$	Consumo de oxígeno estimado de los músculos locomotores. Calculado restando el $\dot{V}O_{2RM}$ al $wb-\dot{V}O_2$
$\dot{V}O_{2LOC}$ individual	Consumo de oxígeno estimado de los músculos locomotores. Calculado restando el $\dot{V}O_{2RM}$ individual al $wb-\dot{V}O_2$
$\dot{V}O_{2LOC}$ compuesto	Consumo de oxígeno estimado de los músculos locomotores. Calculado restando el $\dot{V}O_{2RM}$ compuesto al $wb-\dot{V}O_2$.
$wb-\dot{V}O_2$	Consumo de Oxígeno de todo el cuerpo; El consumo de oxígeno determinado a través de un análisis de los gases espirados.

Tabla 1. Definiciones de las abreviaturas no convencionales empleadas en este estudio.

METODOS

Sujetos

Veintidós voluntarios no fumadores saludables (13 varones, y 9 mujeres) participaron en este estudio. Antes de la participación, cada sujetos leyó y firmó un formulario de consentimiento informado aprobado por el Comité de Revisión Institucional de La Universidad de Nuevo México. Todos los sujetos estaban familiarizados con el test en bicicleta ergométrica, y habían realizado un test de ejercicio máximo incremental en el último año. Los tests se realizaron a 1572 metros de altura (PB ~ 635 mmHg), y todos los sujetos residían a esa altitud desde hacía por lo menos un año.

Determinación de los Gases Espirados y de la Frecuencia Cardíaca

Durante todos los tests, se midieron respiración a respiración el $\dot{V}O_2$, producción de dióxido de carbono ($\dot{V}CO_2$), V_E , y RR utilizando una turbina de transducción de flujo de respuesta rápida (*K.L. Engineering Model S-430, Van Nuys, CA*) y analizadores electrónicos de los gases oxígeno y dióxido de carbono AEI (*AEI Technologies, Model S-3A and Model CD-3H, Pittsburgh, PA*). Los volúmenes de ventilación fueron calibrados usando una jeringa de 3 L, y los analizadores de gases fueron calibrados con 3 gases de concentraciones conocidas. Las señales sin procesar fueron registradas por medio de una caja de empalme e integradas a una computadora con una tarjeta de adquisición de datos (*National Instruments, Austin, Texas*). Los datos fueron adquiridos y procesados mediante un software escrito a pedido (*LabVIEW, National Instruments Austin, TX*). Los valores de $\dot{V}O_2$ y de $\dot{V}CO_2$ fueron convertidos a STPD y los valores de V_E fueron informados como BTPS. La frecuencia cardíaca fue valorada con un monitor de frecuencia cardíaca Polar (*Polar Electro Oy, Finlandia*), y grabada en cada minuto.

Test de ejercicio

Durante su primer visita al laboratorio los sujetos realizaron un test de ejercicio para la determinación del $\dot{V}O_2$ máx. en un bicicleta ergométrica con carga constante (*Excalibur Sport, Corval Lode B.V., Lode Medical Technology, Groningen, The Netherlands*). Luego de un descanso se recolectaron los gases espirados durante 2 min, se realizó un calentamiento de 2 min con una carga de trabajo de 50 Watts y luego se continuó inmediatamente con el protocolo de ejercicio. Se utilizó un protocolo en rampa, donde la potencia fue incrementada en 20-30 W/min. El criterio para establecer la finalización del test fue que el participante no pudiera continuar manteniendo 40 rev./min en la bicicleta ergométrica o la fatiga voluntaria.

Determinación del $\dot{V}O_{2RM}$

Después de un mínimo de 48 horas de haber realizado el test de ejercicio, los sujetos regresaron al laboratorio para la medición del $\dot{V}O_{2RM}$. Para obtener estos datos, se solicitó a los sujetos que simulen nueve volúmenes de V_E diferentes que representaban el intervalo de V_E experimentado durante el test de ejercicio. Estos volúmenes incluyeron los valores de V_E

de ejercicio más bajos y más altos, así como también siete valores de V_E uniformemente distribuidos entre el valor máximo y el mínimo. Los valores de V_E y RR obtenidos en el test de ejercicio fueron utilizados para determinar los niveles de V_E y del RR correspondientes, usados en los tests de simulación. Las 9 mediciones se realizaron en orden aleatorio durante una visita al laboratorio.

Los tests de simulación fueron realizados en reposo, con los sujetos sentados en la bicicleta ergométrica en la posición del ejercicio. Esto se realizó para que las diferencias en la posición de cuerpo no afectaran el VO_{2RM} entre condiciones de ejercicio y descanso, y para simular cualquier uso de los brazos durante el ejercicio para un dado V_E . Antes de cada test, se recolectaron los gases durante 2 min para registrar los valores iniciales. Luego los sujetos realizaron un intento de práctica de varios segundos de duración en la V_E objetivo y posteriormente continuaron respirando en la V_E objetivo durante 3-5 min. Los test de simulación fueron separados por un mínimo de 5 min. Para simular con precisión los valores objetivo de V_E , RR, y de volumen corriente, los participantes respiraron al ritmo de un metrónomo, que fue ajustado al RR experimentado durante el ejercicio para ese V_E . A los sujetos se les proporcionó una retroalimentación y la V_E (actualizada en cada respiración) presentada en una computadora para ayudarlos a alcanzar y mantener la V_E objetivo. Se agregó a la inspiración entre 3-5% de dióxido de carbono, lo que fue verificado tomando muestras del analizador de CO_2 , para mantener los niveles tidales finales de CO_2 y evitar la hipocapnea (20).

Cálculo del VO_{2RM} y VO_{2LOC}

De cada test de simulación de V_E , se promediaron los datos de VO_2 de estado estable de los últimos 30 s con los datos de V_E correspondientes y los valores fueron graficados (*Prism® graphing software package, Software de GraphPad™, Inc. versión 3.0, San Diego, CA*). El estado estable se definió como un aumento en el VO_2 menor a 25 mL O_2 /min. Si los sujetos no podían alcanzar el estado estable o no lograban alcanzar y mantener el V_E designado dentro del 10%, los datos correspondientes a ese test no se consideraban para los posteriores análisis de datos. Para crear una ecuación que definiera la ecuación del VO_{2RM} individual se trazó la mejor curva de ajuste resultante (Figura 1) entre los puntos de datos graficados. Por otra parte, todos los datos de V_E de los test de simulación de todos los sujetos fueron graficados juntos y entre los mismos también se trazó la curva de mejor ajuste resultante para la determinación de la ecuación del VO_{2RM} compuesto (Figura 2). Para cada sujeto en particular, las ecuaciones que representaban el VO_{2RM} individual y el VO_{2RM} compuesto fueron aplicadas a cada uno los datos de V_E , obtenidos respiración por respiración, recolectados durante el test de ejercicio máximo. El conjunto de datos resultante representó el VO_{2RM} de cada respiración a lo largo del test de ejercicio máximo en base a las ecuaciones individuales y compuestas (Figura 3). Substrayendo los valores de VO_{2RM} individuales y compuestos, al valor de $wb-VO_2$ correspondiente a cada sujeto se crearon las series de datos expresados como el VO_{2LOC} individual y el VO_{2LOC} compuesto (Figura 4). El propósito de realizar las ecuaciones de VO_{2RM} individual y compuesto con los datos de cada sujeto fue determinar con posterioridad cual es el nivel de exactitud que existe si se utiliza la ecuación del VO_{2RM} compuesto para predecir el VO_{2RM} individual.

Análisis de las Pendientes del VO_2 de Todo el Cuerpo y del VO_{2LOC}

Los datos obtenidos de $wb-VO_2$, VO_{2LOC} individual, y de VO_{2LOC} compuesto fueron analizados mediante tres técnicas para evaluar la presencia de un *plateau* en el VO_2 . En todas las técnicas, se consideró como *plateau* al aumento en el $VO_2 < 50$ mL O_2 /min (21). Debido a que no existen normas de cómo analizar los datos del VO_2 para detectar la presencia de un *plateau*, se emplearon dos técnicas tradicionales además de una nueva técnica generada por computadora. En todos los análisis, el valor obtenido, respiración a respiración, fue suavizado (*smoothed*) mediante un promedio de siete movimientos respiratorios. La primera técnica obtiene una ecuación de regresión lineal en el último minuto de los datos de VO_2 en las 3 series de datos de VO_2 y utiliza la pendiente, identificada a través de la ecuación, para determinar la magnitud del cambio en el VO_2 (Figura 5a). La segunda técnica usó exactamente el mismo procedimiento, pero se analizaron sólo los datos de los 30 s finales (Figura 5b). Con la tercera y última técnica se ajustan los datos del VO_2 de los 5 min finales con una curva polinómica de tercer grado (*Prism® graphing software package, GraphPad™ Software, Inc. version 3.0, San Diego, CA*), y luego se evaluó la presencia de un *plateau* en los 30 s finales de la curva (Figura 5c). Esta consideración final se usó por su capacidad para descubrir los múltiples cambios en la pendiente en las mediciones de VO_2 -Watts. Adicionalmente, se compararon entre si los valores de la pendiente de VO_2 -Watts encontrados por cada una de las tres técnicas para determinar si había diferencias en la magnitud de las mismas.

Análisis Estadísticos

En este estudio se calcularon los estadísticos descriptivos estándar, utilizando la versión 10 del Paquete Estadístico de las Ciencias Sociales (*SPSS, Chicago, IL*), para evaluar las características medias de los participantes.

Los datos fueron analizados mediante un ANOVA de mediciones repetidas (técnicas de detección de pendiente) para determinar si había diferencias en la magnitud de las pendientes dentro de cada técnica. Cuando se encontraron

diferencias significativas, las mismas fueron analizadas por el test a posteriori de HSD-Tukey para identificar de donde provenían las diferencias. El nivel de significancia fue fijado en $p < 0,05$. Todos los datos se informan como $\text{media} \pm \text{desviación standard}$.

RESULTADOS

En la Tabla 2 se muestran las características descriptivas de los sujetos. Los sujetos tenían un nivel moderado a alto de aptitud de cardiorrespiratoria y muscular, y presentaban un amplio intervalo de $V_{E\text{max}}$.

Los sujetos lograron alcanzar de manera muy cercana los volúmenes de V_E buscada durante los tests de simulación. De 198 ensayos, 14 (7,1%) no fueron utilizados debido a la falta de estado estable o a la incapacidad para alcanzar el volumen objetivo dentro del 10%. Para asegurar que las mediciones correspondientes a la V_E y al VO_2 fueran reproducibles, cuatro sujetos realizaron nuevamente todos los procedimientos de la evaluación. La diferencia media en la simulación de las 9 V_E objetivo entre los dos tests fue $1,4 \pm 2,87\%$, mientras que la diferencia en el VO_2 fue $3,8 \pm 3,3\%$.

	Edad (años)	Talla (cm)	Peso (kg)	HR _{max} (lat./min)	VO ₂ máx. (mL/min)	VO ₂ máx. (mL.kg ⁻¹ .min ⁻¹)	V _E max BTPS (L/min)
Varones (n=13)	31,5±7,7	179,0±7,1	77,0±8,7	181,0±8,0	4468±79	58,0±1,0	168,0±19,3
Mujeres (n=9)	24,2±6,3	161,5±7,7	56,5±9,3	181,5±5,9	2826±92	50,0±1,6	105,8±26,3
Todos los sujetos (n=22)	28,9±7,2	172,3±10,2	69,7±11,7	181,1±6,8	3907±102	56,1±1,5	142,5±38,2

Tabla 2. Datos descriptivos de los sujetos. HR max, frecuencia cardíaca máxima determinada en el ejercicio; VO₂ máx., máximo consumo de oxígeno; V_Emax BTPS, ventilación máxima determinada en el ejercicio en BTPS.

En la Figura 1 se observan los datos del VO_2 a lo largo de un intervalo de V_E para un sujeto representativo. La mayoría de los sujetos presentaba un aumento exponencial similar en el VO_2 a medida que aumentaba la V_E . En la Figura 2 se observa un gráfico de la respuesta del costo de oxígeno en función de la V_E creciente obtenida por todos los sujetos, mientras que en la Tabla 3 se presentan completamente los datos. Las curvas individuales ajustadas a los datos de VO_{2RM} para cada sujeto fueron no lineales con un r^2 promedio igual a 0,974 con una desviación standard de 0,019. La ecuación de regresión compuesta (VO_{2RM} (mL/min) = $346,9^{[0,007614 \times VE (L/min)]}$), que incluía los 184 tests de simulación de V_E , arrojó un r^2 de 0,911 con un error estándar de estimación (SEE) de 73,0 mL O₂/min (Figura 2). Se observa con claridad que el VO_{2RM} aumentó considerablemente en los valores de V_E experimentados durante la realización de ejercicio moderado a intenso, como ocurre durante los últimos minutos de un test de VO_2 máx.

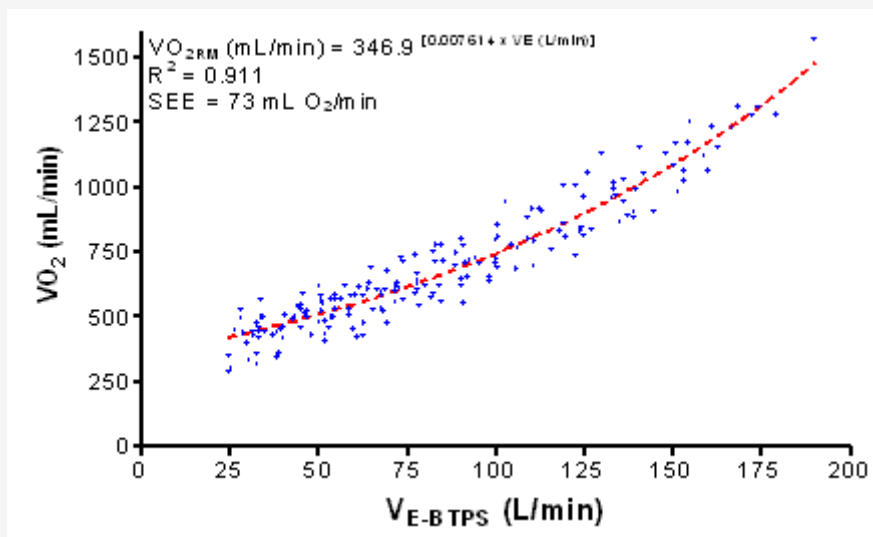


Figura 1. Consumo de oxígeno (VO_2) determinado en diferentes V_E durante tests de hiperpnea de un sujeto representativo. Los datos representan el costo de oxígeno en los músculos respiratorios (VO_{2RM}).

Para mostrar con claridad los diferentes procedimientos en el procesamiento de los datos, se presentan en las Figuras 3-5, los datos correspondientes a sujetos representativos. La Figura 3 muestra los datos de VO_{2RM} sin procesar comparados con los datos calculados a partir de la curva de regresión compuesta (VO_{2RM} compuesto). La Figura 4 presenta una comparación entre el $wb\text{-}VO_2$, el $wb\text{-}VO_2$ ajustado según el VO_{2RM} de cada sujeto y el VO_{2RM} . En la Figura 5 se observan los resultados de los 3 procedimientos diferentes de detección de pendientes utilizados para identificar la presencia de un *plateau* en el VO_2 .

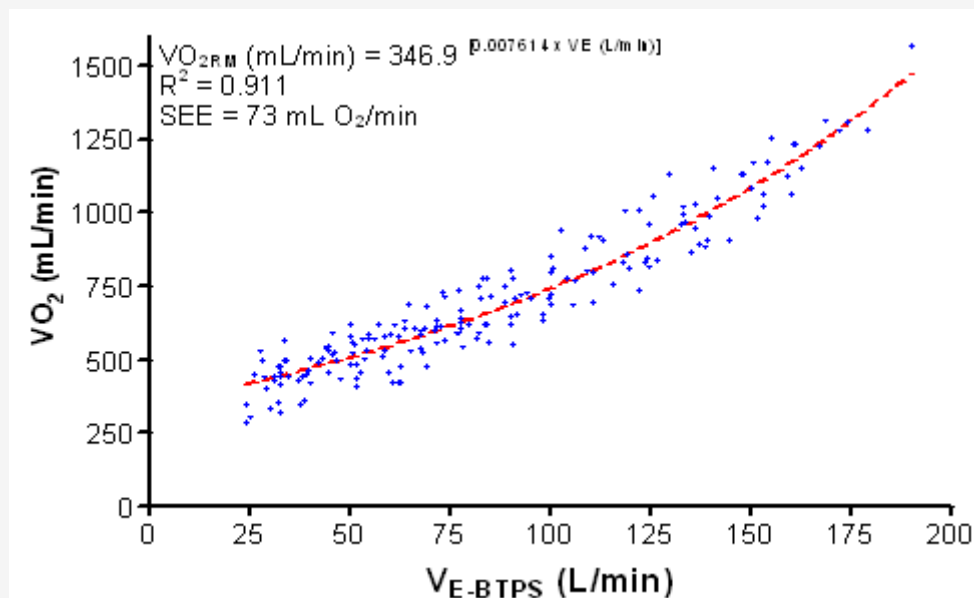


Figura 2. Valores de VO_{2RM} determinados en los tests de simulación obtenidos en todos los sujetos.

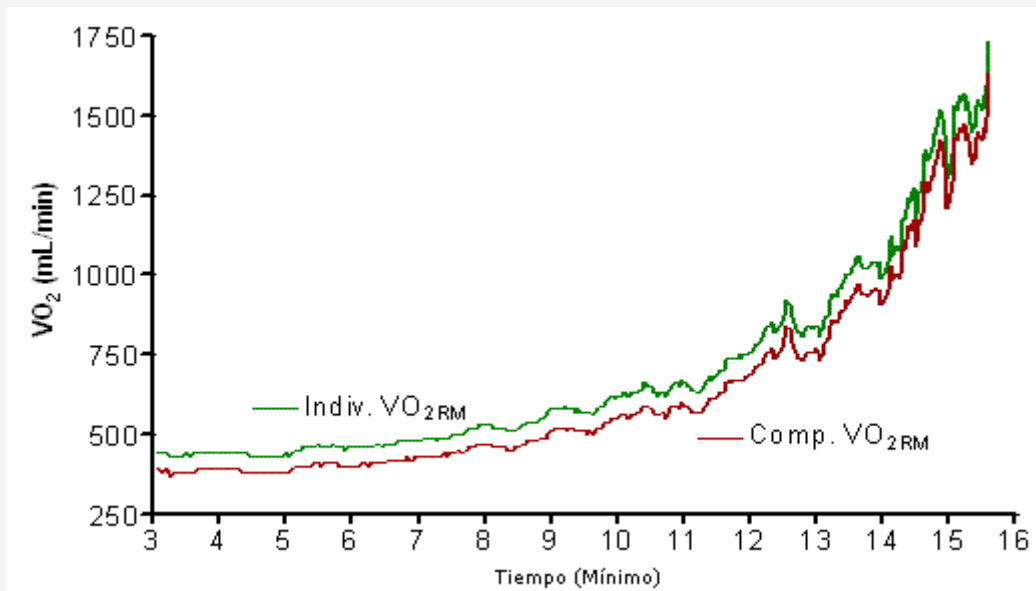


Figura 3. Valores de VO_{2RM} individual y VO_{2RM} compuesto pertenecientes a un sujeto representativo, obtenidos respiración a respiración durante el test de ejercicio. VO_{2RM} individual, datos de VO_2 , respiración a respiración, determinados a partir de la ecuación que define la relación individual entre V_E y VO_2 . VO_{2RM} compuesto, datos de VO_2 , respiración a respiración y de VO_2 , determinados a partir de la ecuación que define la relación compuesta entre V_E y VO_2 . Los datos se presentan a partir del minuto 3 para evitar los 2 minutos de descanso y el minuto inicial del incremento a 50 Watts.

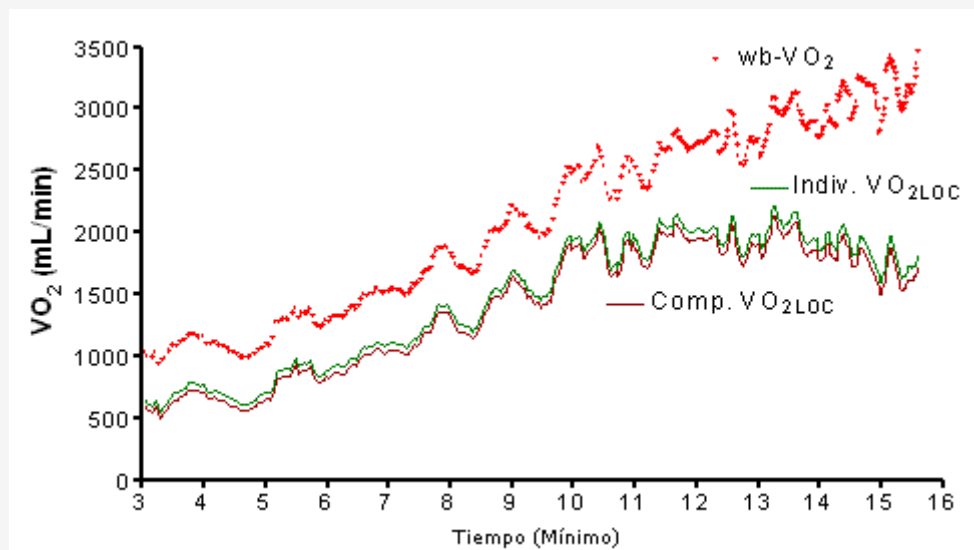


Figura 4. Tres conjuntos de valores de VO_2 , obtenidos respiración a respiración, pertenecientes a un sujeto representativo. $wb-VO_2$, consumo de oxígeno de todo el cuerpo; VO_{2LOC} individual, se calcula restando el VO_{2RM} individual al $wb-VO_2$; VO_{2LOC} compuesto, se calcula restando el VO_{2RM} compuesto al $wb-VO_2$. Los datos se presentan a partir del minuto 3 para evitar los 2 minutos de descanso y el minuto inicial del incremento a 50 Watts.

Test de imitación	$V_{E \text{ BTPS}}$ (L/min)	VO_{2RM} (mL/min)	VO_{2RM} (mL.kg ⁻¹ .min ⁻¹)	n
1	32,1±5,0	445±71	6,4±1,0	22
2	45,6±7,8	498±80	7,1±1,2	22
3	58,5±12,1	545±90	7,8±1,3	22
4	73,1±16,1	623±112	8,9±1,6	20
5	84,3±19,7	669±153	9,6±2,1	20
6	100,4±23,4	761±181	10,9±2,5	20
7	113,0±30,5	835±210	12,0±3,0	19
8	127,1±28,8	916±214	13,1±2,9	18
9	137,8±34,4	1011±280	14,5±4,0	21

Tabla 3. Volúmenes de ventilación con los correspondientes valores de VO_{2RM} obtenidos en los 9 tests de simulación. $V_{E \text{ BTPS}}$, ventilación expresada como BTPS; VO_{2RM} , costo de oxígeno para la ventilación; N, número de tests completos.

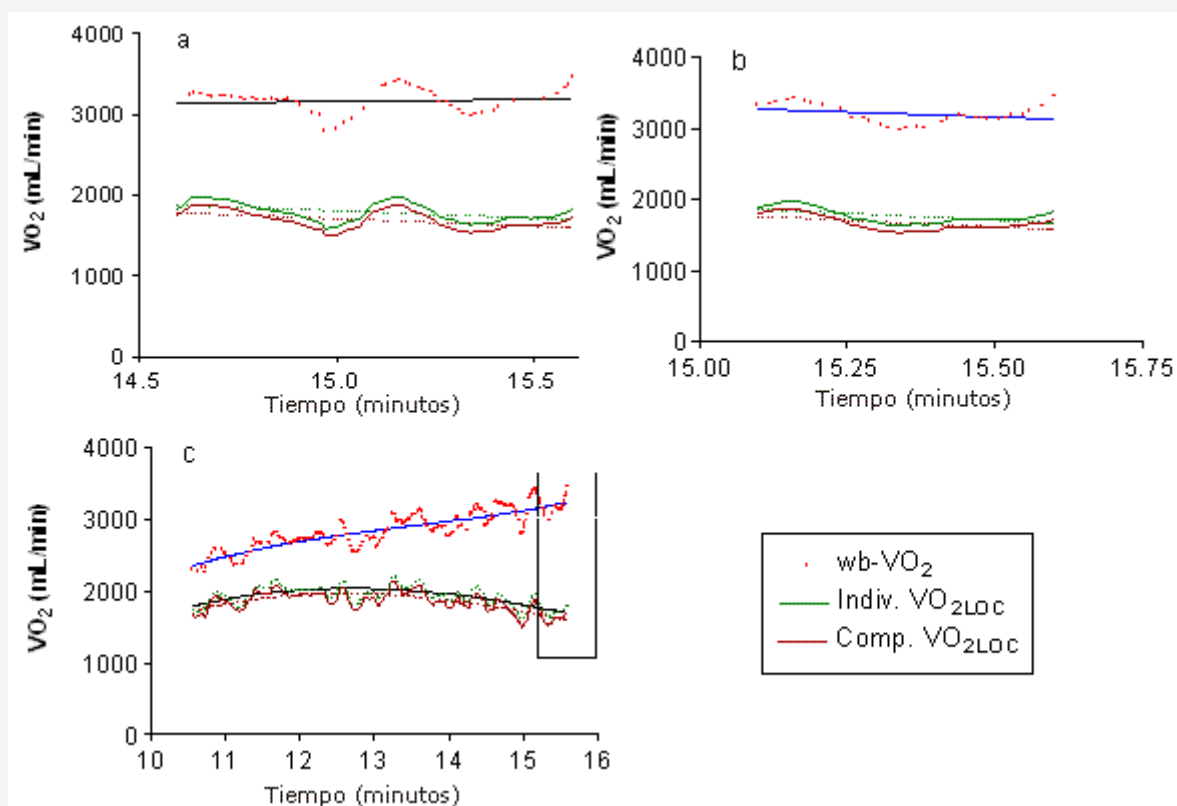


Figura 5. Ejemplo de las tres técnicas de detección de pendiente obtenidas con los datos de un sujeto representativo. a) Técnica de un minuto, cambio en el VO_2 definido mediante regresión lineal aplicada a los datos, respiración a respiración, correspondientes a los últimos 60 s del ejercicio. b) Técnica de los 30 segundos, cambio en el VO_2 definido mediante regresión lineal aplicada a los datos, respiración a respiración, correspondientes a los últimos 30 s del ejercicio. c) Técnica de los 5 minutos, cambio en el VO_2 definido por los cambios en la curva polinómica de tercer grado de los datos, respiración a respiración, correspondientes a los últimos 30 segundos del ejercicio (datos encerrados en un recuadro).

El máximo costo de oxígeno de los músculos respiratorios, ajustado según el VO_2 en reposo, alcanzó un valor equivalente al $18,1 \pm 4,4\%$ del $wb-VO_2$. En este estudio, los cambios en el costo de oxígeno por litro de V_E en el intervalo de V_E comprendido entre ~ 30 a ~ 60 L/min se mantuvieron bastante constantes en un valor de alrededor de 4 mL de O_2 por L/ V_E . En valores de V_E superiores a ~ 60 L/min, el costo de oxígeno por litro de V_E subió abruptamente por encima de 5 mL de O_2 por L/ V_E en el momento en que V_E era de aproximadamente ~ 140 L/min (Figura 6). La elevada correlación entre VO_{2RM} y V_E indicó que el VO_{2RM} puede estimarse solamente a partir de los datos de la V_E del ejercicio, donde el 95% de los sujetos se encuentran dentro del valor estimado de VO_{2RM} de ± 146 mL O_2 /min. En la Figura 7 se observa los valores de VO_{2RM}

determinados en los tests del hiperpnea y los valores VO_{2RM} estimados, aplicados a los valores de V_E de los tests de hiperpnea. La media \pm desviación estándar de los residuales de la predicción fue de $-0,33 \pm 73,04$ mL O_2 /min.

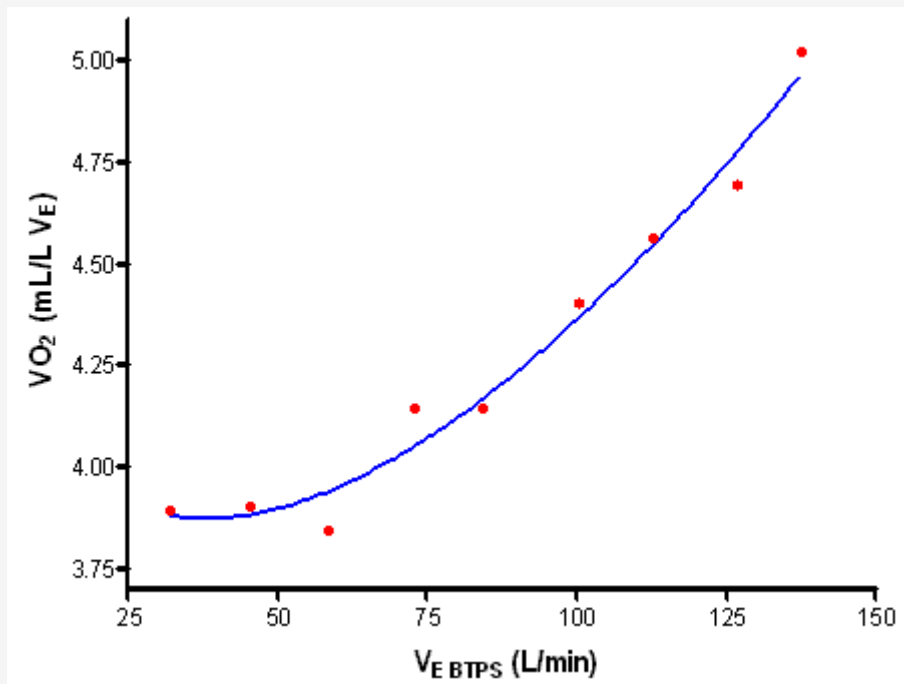


Figura 6. Valores promedio del VO_{2RM} por litro de V_E determinados en todos los sujetos.

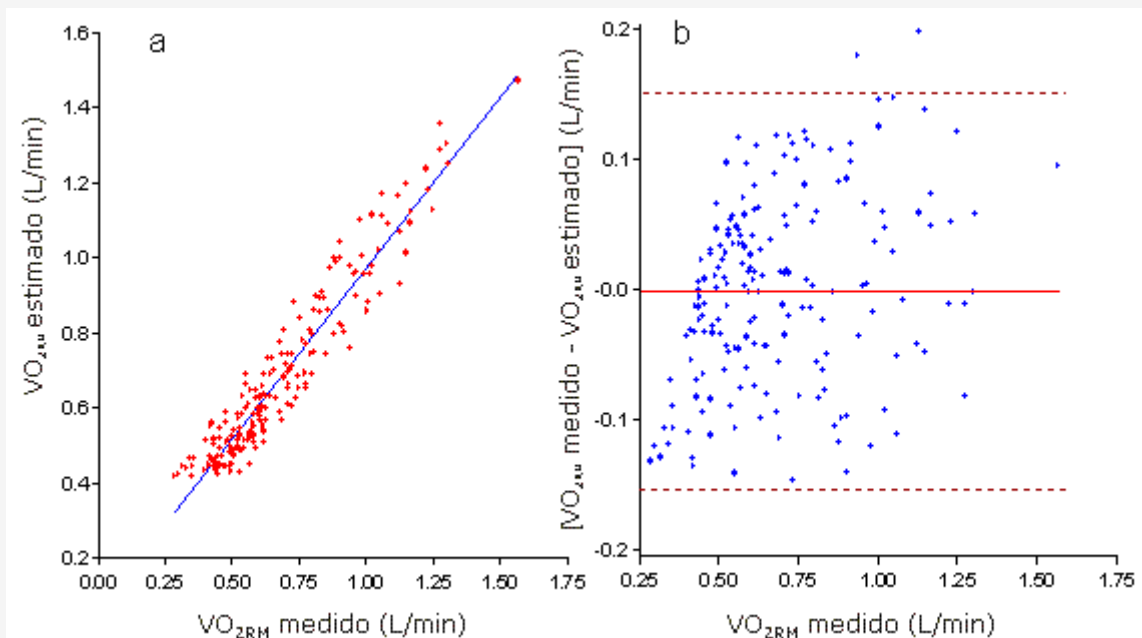


Figura 7. a) Valores de VO_{2RM} estimados vs. medidos. La línea diagonal representa la recta de mejor ajuste. b) Gráfico de los residuales de la diferencia entre el VO_{2RM} medido y el estimado en función del VO_{2RM} medido. La línea continua representa el valor medio de los residuales, y la línea punteada representa los valores de ± 2 desviación estándar de la media.

Técnica	Variación en el VO ₂ (mL/min)		
	wb-VO ₂	VO _{2LOC} individual	VO _{2LOC} compuesto
1-min	297,3±241,0 (3/22)	56,7±237,1* (9/22)	59,0±234,3* (9/22)
30-s	292,8±383,1 (6/22)	-1,4±407,1* (14/22)	-15,7±377,2* (13/22)
Curva de 5-min	303,8±194,3 (1/22)	22,8±233,5* (15/22)	25,9±220,1* (15/22)

Tabla 4. Valores correspondientes al plateau en el consumo de oxígeno (VO₂) expresados como cambio en el (VO₂) provenientes de las tres técnicas de detección de pendiente en los tres conjuntos de datos (wb-VO₂, VO_{2LOC} Individual y VO_{2LOC} compuesto). Números entre paréntesis = cantidad de plateaus en el VO₂ (aumento en el VO₂<50 mL/min) encontrados/número total de datos de VO₂. wb-VO₂ = cambio en el VO₂ de todo el cuerpo; VO_{2LOC} individual = cambio en la pendiente de los datos de VO₂ ajustados según la ventilación, utilizando los datos de VO_{2RM} individuales; VO_{2LOC} compuesto = cambio en la pendiente de los datos de VO₂ ajustados según la ventilación, utilizando los datos de VO_{2RM} compuestos; 1-min=ajuste de la pendiente de la regresión lineal en los datos obtenidos en el último minuto; 30-s=ajuste de la pendiente de la regresión lineal en los datos obtenidos en los últimos 30 segundos; curva de 5-min = curva de mejor ajuste aplicada a los datos de los últimos 5 min y 30 s finales analizados para determinar la presencia del plateau. * Valor que presenta diferencias significativas con respecto al valor de wb-VO₂, p<0,05.

En la Tabla 4 se presentan las medias, desviaciones estándar, y datos del plateau de VO₂. Los resultados del ANOVA de mediciones repetidas revelan que hubo un efecto principal significativo entre los tres valores de pendientes del VO₂ (F=43,78, df 2/42, p<0,05), lo que indica que había una diferencia entre la magnitud de las pendientes del wb-VO₂, VO_{2LOC} individual, y VO_{2LOC} compuesto. Específicamente, el cambio en el wb-VO₂ fue mayor que en el VO_{2LOC} durante el minuto final o los 30 segundos finales del test de ejercicio incremental. No se encontró interacción significativa (F=2,24, df 4/84, p>0,05) entre la técnica de detección de la pendiente y el tipo de datos del VO₂. La aplicación a posteriori del test de HSD de Tukey estableció que dentro de cada técnica de detección de pendiente, los cambios en la pendiente del VO₂ durante el ejercicio máximo para el VO_{2LOC} individual y el VO_{2LOC} compuesto fueron significativamente menores que la pendiente del wb-VO₂, aún así no fueron diferentes entre ellas. La ausencia de diferencia entre las pendientes del VO_{2LOC} individual y del VO_{2LOC} compuesto indica que el uso de la ecuación de regresión compuesta para determinar el VO_{2RM} proporcionó valores similares al VO_{2RM} individual. La incidencia del plateau en el VO₂ fue mucho mayor en las pendientes ajustadas con la ventilación, sobre todo para la técnica de 5-min, donde sólo se detectó un plateau en el wb-VO₂, y luego de que se realizaran los ajustes con el VO_{2RM} individual y compuesto, se detectaron 15 plateaus (Tabla 4). Esto proporciona evidencia para sostener que independientemente de la técnica que se emplee para la detección de la pendiente, el ajuste de los datos del wb-VO₂ con el VO_{2RM} produce una mayor incidencia de plateau en el VO₂.

DISCUSION

Los resultados significativos de este estudio fueron; que el VO_{2RM} pudiera predecirse con precisión por medio de la ecuación de regresión creada a partir de la combinación de todos los tests de VO_{2RM} de todos los sujetos en este estudio, y que hubo una mayor incidencia de plateau en el VO₂ cuando el wb-VO₂ fue ajustado con el VO_{2RM} individual o compuesto.

Los resultados de este estudio coinciden con los resultados de estudios anteriores con respecto a la magnitud del VO_{2RM} máximo y a la relación exponencial entre el VO_{2RM} y la V_E creciente (1, 18-20). Además, los cambios en el costo del oxígeno por litro de V_E a medida que aumenta la intensidad del ejercicio fueron similares a los valores del costo de O₂ previamente informados de la V_E de ejercicio máximo y cercano al máximo (1, 8, 12, 15, 18).

La alta correlación entre V_E y VO_{2RM} encontrada en la ecuación de regresión compuesta sugiere que el VO_{2RM} puede estimarse solamente a partir de los datos de la V_E del ejercicio. Este hallazgo fue confirmado por la ausencia de diferencias entre el conjunto de datos del VO_{2LOC} individual y el del VO_{2LOC} compuesto (Figura 3). Por lo tanto es posible estimar el VO_{2RM} sin realizar las mediciones del VO₂ en hiperpnea en reposo para realizar los ajustes subsecuentes del wb-VO₂ con el VO_{2RM}. Por consiguiente esta ecuación de regresión (Figura 2) sería apropiada para aplicar a los datos de V_E obtenidos durante el ejercicio de ciclismo con el fin de predecir con precisión el VO_{2RM} entre los sujetos con características similares como los que participaron en este estudio.

En contraste con los resultados de Knight (6), y Poole et al. (6) el presente estudio sugiere que el uso de los datos del wb-VO₂ para representar el VO₂ de los músculos locomotores es inexacto, sobre todo cuando los ejercicios son de alta intensidad. Por consiguiente, es problemático realizar modelos e interpretaciones considerando a los datos del wb-VO₂max

como una representación de los músculos locomotores, porque los valores de $wb\text{-}VO_2\text{max}$ no representan con precisión el costo oxígeno de tales músculos. Nuestros resultados sugieren que los cambios en el VO_2 de los músculos locomotores son significativamente menores que los presentados por el $wb\text{-}VO_2$ durante el ejercicio de máxima intensidad. Este estudio reveló que a medida que la intensidad del ejercicio aumenta el VO_2 destinado a la V_E aumenta exponencialmente. Nuestros datos coinciden con los de Aaron et al. (18, 19) y Harms et al. (9,10), quienes encontraron que el flujo de sangre y VO_2 necesarios para la ventilación durante la realización de ejercicios máximos y de alta intensidad son potencialmente lo suficientemente grandes para apoderarse de una porción significativa del valor del $wb\text{-}VO_2$.

Debido a que nosotros no medimos el gasto cardíaco o el flujo de sangre hacia los miembros, es difícil interpretar el *plateau* en el VO_2 como un fenómeno inducido, ya sea central o periférico. Sin embargo, lo que está claro es que si se comparan el VO_{2LOC} con $wb\text{-}VO_2$ hay un *plateau* de VO_2 más pronunciado en el VO_{2LOC} . Es posible plantear la hipótesis de que la proporción del gasto cardíaco que alimenta los músculos respiratorios está reduciendo el flujo de sangre a los miembros y la entrega de oxígeno a los músculos activos, como ha sido propuesto por Harms et al. (9,10). No obstante, el único dato que demostraría claramente tal limitación central sería comprobar que el gasto cardíaco o el flujo de sangre hacia los miembros también presentaron una respuesta de *plateau* similar al VO_{2LOC} . De modo contrario, si el flujo de sangre a los músculos activos continuara aumentando a pesar del *plateau* en VO_{2LOC} , entonces hay una limitación que se produce en el músculo activo a pesar del aumento continuo en el flujo de sangre. Esta última situación sería una evidencia clara de que hay una limitación periférica.

Nuestro informe de diferencias significativas entre el $wb\text{-}VO_2$ y VO_{2LOC} difiere de los resultados obtenidos por Knight et al. (6). Estas diferencias pueden ser explicadas a través de las diferencias metodológicas entre los dos estudios. Knight et al. (6) realizaron el estudio con siete sujetos que exhibieron un *plateau* en el $wb\text{-}VO_2$ durante la práctica de ciclismo. Se compararon el $wb\text{-}VO_2$ y el VO_2 de las piernas en una intensidad de ejercicio en la cual el *plateau* se evidenció por primera vez y utilizando una intensidad de ejercicio superior a la anterior (ya sea 108% o 115% de esa intensidad). El valor del $wb\text{-}VO_2$ se promedió durante 45 s mientras que se determinaba el flujo de sangre hacia las piernas para determinar el VO_2 de las mismas. Knight et al. (6) establecieron exitosamente que la conducta asintótica del $wb\text{-}VO_2$ también está presente en el VO_2 de las piernas cuando se realizan ejercicios de intensidades máximas o cercanas a la máxima. Sin embargo, sus datos no fueron lo suficientemente sensibles para determinar si la tasa de cambio en el VO_2 de todo el cuerpo y de las piernas eran diferentes entre sí. En nuestro estudio, usando los datos, respiración a respiración, durante el ejercicio incremental, fueron confirmados los cambios simultáneos en las cinéticas del $wb\text{-}VO_2$ y del VO_{2LOC} a medida que la intensidad del ejercicio se acercaba al máximo. Es el hecho de que varios sujetos que no lograron alcanzar un *plateau* en el $wb\text{-}VO_2$ si lograron alcanzar un *plateau* en el VO_{2LOC} lo que demuestra que es incorrecta la suposición de que las respuestas del $wb\text{-}VO_2$ son similares a las del VO_2 de las piernas.

La demostración de que la incidencia del *plateau* en el VO_2 era mayor cuando se ajustaba el $wb\text{-}VO_2$ con el VO_{2RM} es importante porque la presencia de un *plateau* es un criterio principal para la identificación del VO_2 máximo (6). Tal como lo establecieron Howley et al. (4,6), el uso de criterios secundarios, tales como la tasa de intercambio respiratorio mayor a 1,15, poseer una frecuencia cardíaca máxima que se encuentre dentro del 10% de la estimada para la edad, y tener un lactato máximo en sangre > 8 mmol/L no deberían ser las únicas mediciones utilizadas para confirmar que se alcanzó el VO_2 máx.. Por consiguiente la utilidad de este estudio proviene de la capacidad de confirmar el alcance del VO_2 máx. a través de la identificación de un *plateau* en el VO_{2LOC} . Además, nuestros resultados indican que una de las razones principales para la baja incidencia de *plateau* en el VO_2 en las investigaciones anteriores podría ser que el VO_{2RM} enmascara lo que podría ser una verdadera respuesta de *plateau* en el VO_2 . En otras palabras, el uso del $wb\text{-}VO_2$ podría conducir a una elevada probabilidad de detectar falsos negativos en el *plateau* en el VO_2 .

No todos los sujetos en este estudio alcanzaron un *plateau* en el VO_2 incluso después del ajuste con el VO_{2RM} . Las investigaciones anteriores han informado que entre 30% y 100% de sujetos evaluados alcanzan un *plateau* (6). La mayor parte de la variabilidad en estos estudios podría ser explicada a través de diferencias en los protocolos, aptitud física y edad de los sujetos, del criterio utilizado para establecer el *plateau*, y de los procedimientos utilizados para la recolección y análisis de los datos (5). Los inconvenientes con la identificación del *plateau* en el VO_2 podrían ser el resultado de utilizar protocolos discontinuos o de etapas; sujetos clínicos, mayores, pediátricos, o sedentarios; emplear criterios de *plateau* tan conservadores como un aumento ≥ 150 mL O_2 /min o ≥ 3 mL $O_2 \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$; datos que se promedien hasta 90 s; o comparar valores, respiración a respiración, consecutivos (4-6). Si bien el criterio utilizado en este estudio fue algo conservador comparado con el criterio de las investigaciones anteriores, es un criterio aceptado para la identificación del *plateau* (4). La técnica de recolección de datos y los métodos de detección de pendiente empleados en este estudio fueron realizados con equipos y herramientas analíticas avanzados, los cuales indiscutiblemente detectarían un *plateau*, si este existiera. La presencia inconsistente del *plateau* en el VO_2 podría ser un resultado de la heterogeneidad de la población estudiada. Se evaluó a sujetos de edad algo avanzada y de un amplio intervalo de aptitud física, y a pesar de que poseían experiencia previa en la realización de ergometrías máximas en bicicleta, existió una incapacidad de realizar el ejercicio en bicicleta

con una carga de trabajo que produjera la presencia de un *plateau* en el consumo de oxígeno.

Las tres técnicas de detección de pendiente utilizadas en este estudio eran sensibles a los cambios provocados por el ajuste con el $\text{VO}_{2\text{RM}}$. La falta de una técnica estandarizada para utilizar en la detección del *plateau* en el VO_2 puede provenir de la ausencia de una definición clara de *plateau* en el VO_2 . A medida que se hace más frecuente la recolección de datos respiración a respiración, cobra más importancia la capacidad para analizar los cambios que entre las respiraciones. La técnica de detección de pendiente de 30-segundos empleada en este estudio fue muy sensible a la gran cantidad de variación en las mediciones del VO_2 realizadas respiración a respiración. Los valores respiración a respiración, incluso luego de realizar el promedio de 7 respiraciones, aumentaron siguiendo un patrón similar a una onda a medida que se incrementaba la intensidad del ejercicio, y el análisis de una porción de 30-seg de esta pendiente durante cualquier momento del ejercicio podría haber mostrado un VO_2 creciente o decreciente. El uso de la técnica de 1 minuto eliminó parte de la variabilidad en el VO_2 obtenido respiración a respiración, observada con la técnica de 30-s, sin embargo la gran duración de este análisis podría haber capturado algunos de los aumentos en el VO_2 previos al *plateau*, lo que habría limitado su capacidad para detectar un *plateau* en el caso de que existiese. El uso de la técnica de 5-min prácticamente eliminó la variabilidad de los datos respiración a respiración, mientras que no alteró la tendencia en el consumo de oxígeno. El análisis subsecuente de los últimos 30 s de la pendiente de 5 minutos proporcionó una representación exacta del cambio en el VO_2 durante el ejercicio máximo. Por estas razones, la técnica de 5-min fue la mejor para determinar los cambios que ocurren en el VO_2 y se recomienda que sea utilizada en estudios futuros que investiguen la presencia de un *plateau* en el VO_2 .

En base a los resultados de este estudio, es posible concluir que los cambios en el wb-VO_2 durante la realización de ejercicio de ciclismo máximo son significativamente influenciados por el $\text{VO}_{2\text{RM}}$. Los resultados demuestran que cuando se ajusta el wb-VO_2 con el $\text{VO}_{2\text{RM}}$ la pendiente del VO_2 se vuelve significativamente más pequeña, lo que es un indicio de que el costo de O_2 de los músculos que están realizando el ejercicio no está siendo correctamente representado por los valores del wb-VO_2 . A partir de estos resultados, la identificación del *plateau* en el VO_2 es más exacta cuando se utiliza el $\text{VO}_{2\text{LOC}}$ en lugar del wb-VO_2 , debido a los cambios significativos que ocurren en el $\text{VO}_{2\text{LOC}}$ que no están representados por el wb-VO_2 durante el ejercicio incremental hasta el agotamiento. Además, el $\text{VO}_{2\text{RM}}$ puede estimarse con exactitud a partir de datos de la V_E durante la práctica de ciclismo entre los sujetos con características similares como los que participaron en el presente estudio. El uso de la ecuación de predicción desarrollada aquí, permitirá la determinación del $\text{VO}_{2\text{LOC}}$ y el análisis subsecuente de los datos provenientes de ejercicios de ciclismo para establecer la presencia de un *plateau* en el VO_2 . Es necesario realizar estudios adicionales para validar la exactitud de la ecuación de predicción del $\text{VO}_{2\text{RM}}$, sobre todo en diferentes altitudes y poblaciones de sujetos, y para explorar las causas de la presencia o ausencia del fenómeno del *plateau* en el VO_2 .

REFERENCIAS

1. Bradley ME, Leith DE (1978). Ventilatory muscle training and the oxygen cost of sustained hyperpnea. *J Appl Physiol* 45(6):885-89
2. Howley ET, Bassett DR, Welch HG (1995). Criteria for maximal oxygen uptake: review and commentary. *Med Sci Sports Exerc* 27:1292-1301
3. Noakes TD (1997). Challenging beliefs: ex Africa simper aliquid novi. *Med Sci Sports Exerc* 9:571-590
4. Bassett DR, Howley ET (2000). Limiting factors for maximum oxygen uptake and determinants of endurance performance. *Med Sci Sports Exerc* 32(1):70-84
5. Robergs RA (2001). An exercise physiologist's [contemporary] interpretations of the [ugly and creaking edifices] of the VO_2 max concept. *JEPonline* 4:1-44
6. Knight DR, Poole DC, Schaffartzik W, Guy HJ, Prediletto R, Hogan MC, Wagner PD (1992). Relationship between body and leg VO_2 during maximal cycle ergometry. *J Appl Physiol* 73(3):1114-1121
7. Poole DC, Gaesser GA, Hogan MC, Knight DR, Wagner PD (1992). Pulmonary and leg VO_2 during submaximal exercise: implications for muscular efficiency. *J Appl Physiol* 72(2):805-810
8. Anholm JD, Johnson RL, Ramanathan M (1987). Changes in cardiac output during sustained maximal ventilation in humans. *J Appl Physiol* 63(1):181-187
9. Harms CA (2000). Effect of skeletal muscle demand on cardiovascular function. *Med Sci Sports Exerc* 32(1):94-99
10. Harms CA, Babcock MA, McClaran SR, Pegelow DF, Nিকেle GA, Nelson WB, Dempsey JA (1997). Respiratory muscle work compromises leg blood flow during maximal exercise. *J Appl Physiol* 82(5):1573-1583
11. Harms CA, Wetter TJ, McClaran SR, Pegelow DF, Nিকেle GA, Nelson WB, Hanson P, Dempsey JA (1998). Effects of respiratory muscle work on cardiac output and its distribution during maximal exercise. *J Appl Physiol* 85(2):609-618
12. Harms CA, Wetter TJ, St. Croix CM, Pegelow DF, Dempsey JA (2000). Effects of respiratory muscle work on exercise performance. *J Appl Physiol* 89:131-138
13. Bartlett RG Jr., Brubach HF, Specht H (1958). Oxygen cost of breathing. *J Appl Physiol* 12(3):413-424

14. Campbell EJM, Westlake EK, Cherniak RM (1957). Simple methods of estimating oxygen consumption and efficiency of the muscles of breathing. *J Appl Physiol* 141(2):303-308
15. McGregor M, Becklance MR (1961). The relationship of oxygen cost of breathing to respiratory mechanical work and respiratory force. *J Clin Invest* 40:971-980
16. McKerrow CB, Otis AB (1956). Oxygen cost of hyperventilation. *J Appl Physiol* 9:375-379
17. Milic-Emil J, Orzalesi MM (1998). Mechanical work of breathing during maximal voluntary ventilation. *J Appl Physiol* 85(1):254-258
18. Aaron EA, Johnson BD, Seow KC, Dempsey JA (1992). Oxygen cost of exercise hyperpnea: measurement. *J Appl Physiol* 72(5):1810-1817
19. Aaron EA, Seow KC, Johnson BD, Dempsey JA (1992). Oxygen cost of exercise hyperpnea: implications for performance. *J Appl Physiol* 72(5):1818-1825
20. Astorino TA, Robergs RA, Ghiavisand F, Marks D, Burns S (2000). Incidence of the oxygen plateau at VO₂ max during exercise testing to volitional fatigue. *JEPonline* 3 (4): 1-12

Cita Original

Marks D.E., Robergs R.A., Nelson J., Vella C., Bell-Wilson J., Apkarian M. Oxygen Cost of Ventilation and its Effect on the VO₂ Plateau. *JEPonline*; 8 (5): 1-13, 2005.