

Monograph

# Determinación de los Gases Fraccionados Espirados y del Flujo de Aire por medio de un Analizador Metabólico Ambulatorio

Mark S Nash<sup>1</sup>, David C Mintz<sup>1</sup> y Patrick L Jacobs<sup>1</sup>

<sup>1</sup>University of Miami School of Medicine, Miami, Florida 33136.

## RESUMEN

Los gases fraccionados espirados, oxígeno ( $F_{E_{O_2}}$ ) y dióxido de carbono ( $F_{E_{CO_2}}$ ), así como el volumen de flujo de aire fueron comparados utilizando dos analizadores metabólicos; uno ambulatorio (KB1-C, Aerosport, Inc.) y otro de laboratorio (Horizon MMC, Sensematics, Inc.). Diez individuos con paraplejía realizaron ejercicios de brazos hasta el agotamiento y diez individuos no inválidos ejercitaron hasta el cansancio en una cinta rodante. Durante el ejercicio se realizaron mediciones de manera simultánea de  $F_{E_{O_2}}$  y  $F_{E_{CO_2}}$  intercalando el neumotacógrafo KB1-C en serie con el MMC. La precisión de las mediciones del flujo de aire fue evaluada enviando volúmenes conocidos a través del KB1-C en tres niveles de flujo fijados en el neumotacógrafo (bajo, de 3 a 30 L/min; medio, de 3 a 120 L/min y alto, de 3 a 200 L/min). Los resultados mostraron una asociación positiva significativa para  $F_{E_{O_2}}$  ( $r^2=0.94$ ) con diferencias absolutas mínimas, pero estadísticamente significativas ( $SE_e = 0.26\%$ ,  $p<0.001$ ). El  $r^2$  para el  $F_{E_{CO_2}}$  fue 0,89, sin embargo las mediciones promedio del KB1-C fueron ligeramente más bajas ( $SE_e = 0.28\%$ ,  $p<0.001$ ). Las diferencias con el modelo de referencia en el caso del flujo bajo del neumotacógrafo fueron de entre el 12,3 y 15,5 % en flujos de 3 L/min y 6 L/min, respectivamente, pero 2,5 y 4% en flujos de 9-45 L/min. Para el caso de los niveles de flujo medio, las diferencias promedio con el modelo de referencia variaron desde el 0,5 % en flujo de 72 L/min hasta 4,6 % en 117 L/min. En el caso del flujo alto las mediciones son marcadamente diferentes a las del modelo de referencia en flujos de hasta 9 L/min y varían entre 7-8,8% en flujos comprendidos entre 27 L/min y 54 L/min. Por otra parte, en flujos comprendidos entre 99 L/min y 198 L/min, se observaron diferencias menores a 2%. En este estudio las mediciones de  $F_{E_{O_2}}$  y  $F_{E_{CO_2}}$  observadas mediante el analizador ambulatorio fueron similares a las obtenidas con el modelo de laboratorio. Además se pudo establecer que la precisión en las determinaciones del flujo de aire está asociada a la cuidadosa equilibración del neumotacógrafo con los intervalos de volumen de aire esperados.

**Palabras Clave:** ejercicio, metabolismo, ventilación, gases fraccionados, ambulatorio

## INTRODUCCION

El análisis metabólico mediante espirometría de circuito abierto es un estándar universalmente utilizado para determinar la aptitud física, calcular las intensidades de trabajo y estimar los gastos calóricos. Desafortunadamente, la mayoría de los analizadores metabólicos están restringidos a las condiciones de laboratorio controladas debido a su tamaño, a que no son

portátiles, y a que necesitan estar conectados a una fuente de electricidad residencial/comercial (110 o 240 V). Estas restricciones también limitan la capacidad de los investigadores para plantear nuevos estudios acerca de la actividad física cuando esta se realiza en el campo en condiciones de humedad y temperatura ambiente. El uso y la aceptación generalizada de los analizadores metabólicos portátiles han sido puesto en tela de juicio debido a su tamaño (1-3), a que no posibilitan la determinación directa de dióxido de carbono ( $\text{CO}_2$ ) (4,7), y a que sus mediciones son poco validas (3, 5, 9, 11). Sin embargo recientemente ha sido comercializado un sistema de evaluación ambulatorio que pretende solucionar estos problemas (*Aerosport KB1-C, Aerosport, Inc., Ann Arbor, MI*). Este sistema pesa aprox.1 kg , posee dimensiones que le permiten ser portátil, determina tanto oxígeno como dióxido de carbono y funciona con baterías recargables. A diferencia de muchos de los analizadores de laboratorio, este utiliza un neumotacógrafo diferencial de presión de plato plano para medir los volúmenes de gases espirados, lo cual elimina la necesidad de utilizar volúmenes grandes de gases espirados. Además, el muestreo del aire espirado desde el neumotacógrafo elimina la necesidad de contar con una cámara mezcladora de gases espirados.

Además de las características físicas favorables y de que es portátil, aún no se conoce un estudio que compare las mediciones de la unidad KB1-C con las de un modelo industrial ya sea para condiciones de reposo o ejercicio. Se han utilizado varias metodologías de estudio para realizar dichas comparaciones con otros analizadores metabólicos ambulatorios. Algunos estudios compararon mediciones del  $\text{VO}_2$  obtenidas en intensidades de trabajo iguales a lo largo de diferentes pruebas de ejercicio con los mismos protocolos de evaluación (1,4-7). Estos análisis pueden ser alterados por pequeñas diferencias en la fisiología de ejercicio de un día a otro y en los errores de calibración de los test-retest. Otros estudios determinaron el  $\text{VO}_2$  simultáneamente a lo largo del mismo ensayo de ejercicio colocando el analizador de gases ambulatorio (2,3) en serie con un modelo de laboratorio. Desgraciadamente, las propiedades físicas del flujo de aire mediante las que el neumotacógrafo mide el volumen de ventilación en forma exacta podrían hacer sospechar de tales métodos. Por ejemplo, la medición exacta de la ventilación por minuto ( $V_E$ ) del neumotacógrafo favorece el flujo de aire bidireccional en condiciones de baja presión (11), mientras que muchos métodos de circuito abierto utilizados para dichas comparaciones utilizan flujo unidireccional en un circuito cerrado de tubos de ventilación de diámetros descendientes y presión en ascenso. Por ello, puede ser afectada la exactitud de las comparaciones en serie de flujo de aire, ya que el programa de computadora del KB1-C asume (por calibración) que la presión de aire en el lado corriente abajo del plato del neumotacógrafo es igual a la ambiental.

La determinación precisa del  $\text{VO}_2$  y  $\text{VCO}_2$  a través de una espirometría de circuito abierto requiere mediciones simultáneas de los gases fraccionados espirados (oxígeno y dióxido de carbono) y de la ventilación por minuto. Varios estudios han comparado el  $\text{VO}_2$  únicamente o  $\text{VO}_2$  y  $V_E$  juntos (2-6) durante ejercicios escalonados y en estado estable. En aquellos casos en los que se observó diferencias entre el modelo ambulatorio y el de laboratorio, nunca se establecieron las causas de estas diferencias (ej. Error de medición para la concentración de gas versus volumen). La identificación de tal error de medición es importante, ya que el KB1-C puede ser seteado en tres niveles fijos. Si bien cada neumotacógrafo puede considerarse preciso a lo largo de un rango de flujo definido, este rango puede ser excedido durante las pruebas de ejercicio. La medición solamente del  $\text{VO}_2$ , como se ha informado en muchos estudios, no posibilita la identificación de la fuente de este error potencial. Por lo tanto, este estudio se planteo con dos objetivos. Primero, Realizar comparaciones simultáneas de las concentraciones de los gases fraccionados espirados ( $F_{\text{EO}_2}$  y  $F_{\text{ECO}_2}$ ) obtenidos durante ejercicio escalonado por medio del analizador metabólico ambulatorio KB1-C con las mediciones obtenidas mediante el equipo de laboratorio de referencia. Segundo, establecer una comparación en las determinaciones de volumen del neumotacógrafo KB1-C dentro de los tres intervalos fijos que posee y fuera de ellos, con las mediciones obtenidas con un estándar de calibración.

## METODOS

### Instrumentos

El KB1-C es un analizador metabólico controlado mediante un microprocesador, alimentado a baterías diseñado para estudios ambulatorios y de campo. La unidad calcula el  $\text{VO}_2$ , el  $\text{VCO}_2$  y las tasas de intercambio respiratorio utilizando mediciones provenientes del flujo del volumen de gas y de las concentraciones de gas fraccionadas inspiradas y espiradas. Los volúmenes de ventilación se calculan utilizando una placa/lámina plana con un orificio en el interior de un neumotacógrafo abierto. El paso del flujo de aire sobre el orificio produce una caída en la presión proporcional a la raíz cuadrada del flujo. Las diferencias de presión en ambos lados de la placa se determinan mediante dos líneas de presión del neumotacógrafo colocando una galga extensiométrica fijada a través del orificio de la placa. El neumotacógrafo posee tres rangos de flujo fijos (bajo, medio y alto). El flujo bajo (LFR) se recomienda para un rango de entre 2 y 30 L/min, el flujo medio (MFR) para valores de entre 10 y 120 L/min y el alto (HFR) para 25 a 200 L/min. Las concentraciones fraccionadas

de oxígeno y dióxido de carbono se miden a partir de las muestras de gases emanadas del neumotacómetro. La concentración de oxígeno es valorada mediante una celda de combustible galvánica contenida en la unidad, y calculada utilizando un gráfico de identidad con valores de oxígeno que parten de cero hasta la concentración de oxígeno ambiental (20,93%). La concentración de dióxido de carbono fue determinada mediante un análisis infrarrojo no dispersivo de los gases, que utiliza el dióxido de carbono ambiental como referencia. Luego los valores de O<sub>2</sub> y CO<sub>2</sub> fueron corregidos según la temperatura y presión ambientales.

El sistema de referencia utilizado en este estudio fue un *Horizon System MMC* (Sensormedics, Inc). Este sistema también determinaba las concentraciones de O<sub>2</sub> y CO<sub>2</sub> utilizando una celda de combustible galvánica y el análisis infrarrojo no dispersivo de los gases, respectivamente. Ambos analizadores fueron calibrados antes de la realización de cada prueba de ejercicio utilizando concentraciones de gases conocidas y de calidad certificada.

## Participantes

En este estudio participaron veinte voluntarios de sexo masculino de edades entre 21 y 43 años. Diez de ellos tuvieron paraplejía neurológicamente completa (ASIA A) entre T5 y T12 por más de un año. Los otros diez participantes no sufrieron déficits neurológicos. Todos los participantes gozaban de buena salud, definida operacionalmente como asintomáticos para enfermedades agudas tratables, y no poseían impedimentos musculoesqueléticos o cardíacos que pudiesen limitar las actividades de ejercicio. Siguiendo con los requisitos del Subcomité de Ciencias Médicas de Protección de los Individuos de la Universidad de Miami, se obtuvo un consentimiento previo por escrito de los participantes para participar en el estudio.

## Pruebas de Ejercicio

Todos los participantes fueron sometidos a una prueba de ejercicio escalonado hasta la fatiga voluntaria. Los criterios para la finalización del ejercicio fueron consistentes con los recomendados por el Colegio Americano de Medicina del Deporte (*American College of Sports Medicine*) (8). Los participantes con paraplejía realizaron ejercicios escalonados continuos de brazos en un ergómetro para la región superior del cuerpo (Cybex, Inc, Owatonna, MN) comenzando con una carga de trabajo de 400 kg.m<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup> que fue aumentando progresivamente cada tres minutos hasta alcanzar los 100 kg.m<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup>. Los participantes que no presentaban déficits neurológicos realizaron ejercicio continuo escalonado en una cinta siguiendo el protocolo de Bruce (9).

## Determinación de los Gases y del Volumen

Los porcentajes de oxígeno y dióxido de Carbono fraccionados espirados a lo largo de cada prueba de ejercicio fueron medidos simultáneamente utilizando el KB1-C y MMC. Estos sistemas fueron colocados en serie con el neumotacógrafo KB1-C MFR ubicado justo por delante de la cámara de mezcla de gases del MMC. Para asegurar una purga completa de los gases ambientales y de calibración de la cámara de gases y de las líneas de muestreo de gases, cuatro minutos antes del comienzo de las pruebas de ejercicio, se recolectaron muestras de gases en reposo.

## Medición de los Volúmenes de Gas

La precisión de los flujos de gas medidos en los diferentes intervalos fijos del neumotacógrafo KB1-C se determinó en otra ocasión, inyectando manualmente aire ambiental a través de los neumotacógrafos. Se utilizó una jeringa certificada de tres litros (Hans Rudolf, Inc. Kansas City, MO) para inyectar volúmenes conocidos de aire a través del KB1-C en períodos de 20 segundos, el menor intervalo de tiempo en el cual el sistema puede ser programado para calcular y mostrar la información. El neumotacógrafo fue conectado a la jeringa mediante un tubo de plástico corrugado de 3,5 cm de diámetro y 6 cm de largo. Cada uno de los tres ajustes del neumotacógrafo (LFR, MFR y HFR) fue evaluado en diferentes velocidades de flujo acordes a los rangos de ventilación recomendados por el fabricante y superiores a los mismos.

Los rangos recomendados por el fabricante para LFR, MFR y HFR fueron; 2 a 30 L/min, 10 a 120 L/min y 25 a 200 L/min respectivamente. Los tres ajustes del neumotacógrafo fueron evaluados en 3 L/min, 6 L/min y 9 L/min y a partir de allí en intervalos crecientes de 9 L/min. Los límites superiores de las determinaciones de velocidades de flujo fueron 63 L/min, 126 L/min y 216 L/min para LFR, MFR y HFR, respectivamente. De esta manera, este protocolo permitió la evaluación de posibles imprecisiones cuando se realizan mediciones en velocidades de flujo superiores a las recomendadas para cada uno de los puntos. Se realizaron diez pruebas de ventilación en cada una de las velocidades de flujo, alcanzando un total de 510 pruebas de flujo.

## Análisis Estadísticos

Las concentraciones fraccionadas de gases espirados entre el KB1-C y el MMC fueron estudiadas agrupando según las cargas de trabajo las mediciones simultáneas de los 20 participantes. Se realizaron análisis de regresión y se calcularon los coeficientes de correlación, los cuales reflejan las asociaciones entre las mediciones simultáneas de F<sub>E02</sub> y F<sub>E02</sub>.

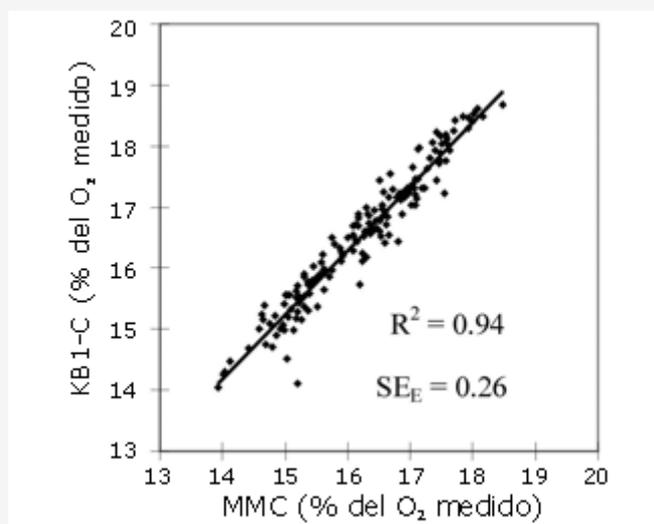
provenientes del KB1-C y MMC. Estas mediciones obtenidas con los dos analizadores metabólicos fueron comparadas mediante test-t de Student para datos apareados. Los errores estándar de estimación fueron calculados mediante la siguiente fórmula  $SE_E = S_y (1 - r^2)^{1/2}$ , donde  $r^2$  es el coeficiente de confianza y  $S_y$  es la desviación estándar de los valores MMC.

La comparación de los volúmenes de los gases de referencia con aquellos obtenidos mediante el KB1-C fue realizada mediante test-t de Student para datos apareados. Para cada una de las velocidades de flujo, se calcularon los valores medios y la desviación estándar. Las determinaciones de flujo de aire realizadas a diferentes velocidades de flujo para cada uno de los rangos del neumotacógrafo obtenidas mediante el KB1-C fueron comparadas con las determinaciones obtenidas con el sistema de referencia (test-t de Student para datos apareados y  $SE_E$ ). Se realizó un análisis de regresión lineal para cada ajuste del neumotacógrafo para evaluar la asociación entre los valores obtenidos a partir del KB1-C y los del sistema de referencia. El nivel de significancia estadística para todos los análisis fue fijado en  $p < 0.05$ . Dada la cantidad de participantes (veinte), una potencia mínima aceptable 0,80 y una desviación estándar para la ventilación de 0,25 L/min, la mínima diferencia que pudo ser detectada fue de 0,20 L/min. El hecho de reunir los datos de las diez repeticiones del ensayo y de los múltiples ajustes del neumotacógrafo aportó un refuerzo adicional a la potencia estadística.

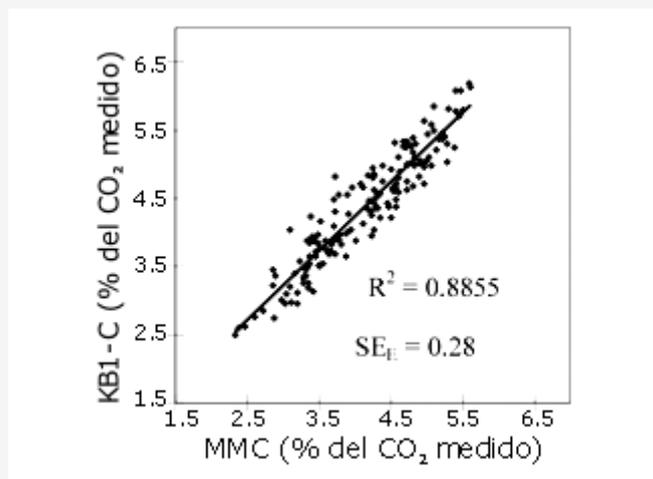
## RESULTADOS

### Comparación de las Determinaciones de $F_{EO_2}$ y $F_{ECO_2}$ Obtenidas con los Analizadores KB1-C y MMC

En la Figura 1 se observan los valores máximos y submáximos de  $F_{EO_2}$  obtenidos simultáneamente con los dos analizadores. Se observó una asociación positiva significativa para esta relación ( $r^2 = 0.94$ ), aunque también se observaron diferencias significativas entre los dos valores medios. Estas diferencias podrían deberse a que se obtuvieron valores más bajos con el KB1-C que con el MMC ( $p < 0.001$ ). De todos modos, la magnitud de las diferencias entre las pruebas es pequeña, ya que el valor de  $SE_E$  para el  $F_{EO_2}$  fue solamente 0,26%. Este valor fue menor que el 1,7% de los valores de referencia medios para el  $F_{EO_2}$  y está comprendido dentro del error de sensibilidad que presentan la mayoría de los analizadores metabólicos (10). Con respecto a la  $F_{ECO_2}$ , el coeficiente de determinación fue igual a 0,89, aunque los valores medios determinados con el KB1-C fueron menores que los obtenidos con el MMC ( $p < 0.001$ ) (Figura 2). El  $SE_E$  para los valores de  $F_{ECO_2}$  fue 0,28 % lo que representa el 6,5% del valor de referencia medio.



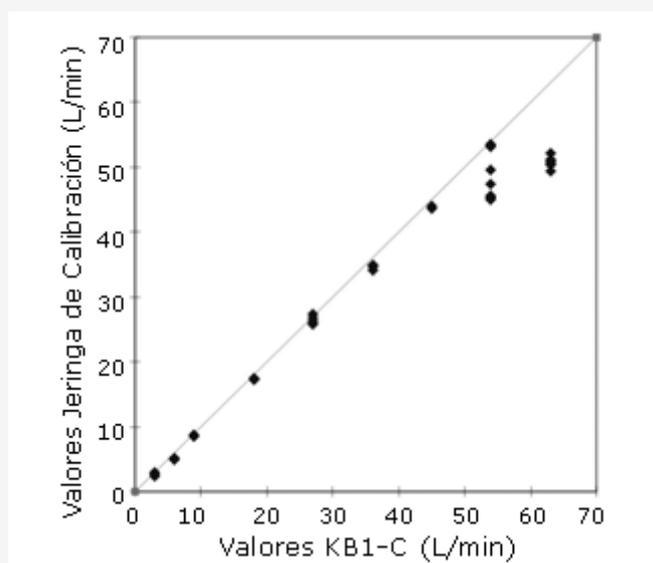
**Figura 1.** Relación entre la concentración de oxígeno en el aire espirado determinado con el analizador MMC de Sensormedics y el Aerosport KB1-C durante ejercicio incremental escalonado.



**Figura 2.** Relación entre la concentración de dióxido de carbono en el aire espirado determinado con el analizador MMC de Sensormedics y el Aerosport KB1-C durante ejercicio incremental escalonado.

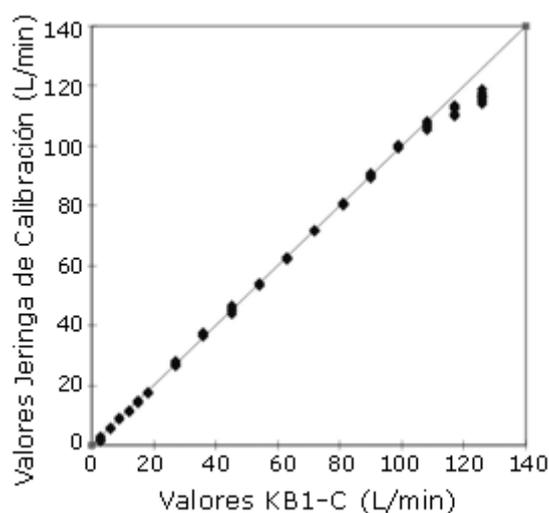
#### Comparación entre las Mediciones de Flujo de Aire de Referencia con las Obtenidas con el Analizador KB1-C

En la Tabla 1 se muestran las mediciones de flujo de aire para los tres ajustes de flujo del neumotacógrafo. Estos valores representan la media y desviación estándar de diez mediciones para cada uno de los volúmenes de flujo seleccionados. En el caso de velocidad de flujo baja (LFR), se observaron grandes diferencias con los patrones de referencia en las velocidades de flujo de 3 L/min y 6 L/min (12,3% y 15,5% de diferencia respectivamente). También se observaron diferencias promedio de entre 2,5 y 4% en las velocidades que van desde 9-45 L/min y errores mayores de 10,5% y 19,3% en velocidades de flujo de 54 L/min y 63 L/min, respectivamente. El  $SE_E$  de las mediciones de los rangos de flujo comprendidos entre 3 y 45 L/min fue del 4% de los valores medios de referencia. La figura 3 (a) compara estas mediciones con una recta de identidad. La mayor fuente de variación dentro de este intervalo de flujo proviene de las dos velocidades de flujo más bajas estudiadas, 3 y 6 L/min. El  $SE_E$  de las mediciones LFR a lo largo de los intervalos de flujo comprendidos entre 9 y 45 L/min representó el 2,4% de los valores medios del sistema de referencia. Las diferencias absolutas en las mediciones a lo largo de este intervalo (9L/min a 45 L/min) variaron de 0,63 a 1,12 L/min.



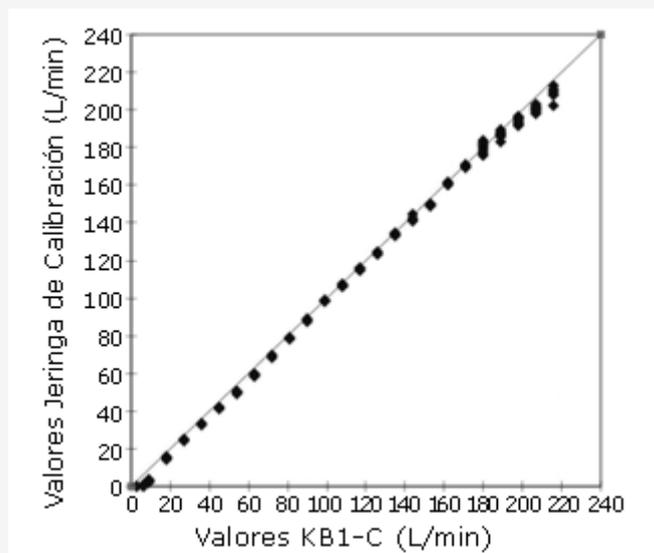
**Figura 3 (a).** Relación entre el volumen de flujo de aire medido con jeringa de calibración y el analizador Aerosport KB1-C fijado en el intervalo de flujo bajo del neumotacógrafo, relativo a las rectas de identidad.

En la Tabla 1 se muestran las mediciones del volumen de flujo de aire en el rango medio MFP. En este rango (3 L/min a 126 L/min), las mayores desviaciones con respecto al estándar se producen en velocidades de flujo muy por encima o por debajo de los valores recomendado para MFP. Por otra parte, las diferencias promedio con el sistema de referencia van desde el 0,5% a 72 L/min hasta 4,6% a 117 L/min. La Figura 3 (b) muestra la relación de estas mediciones cuando son comparadas con una recta de unidad. El  $SE_E$  de las mediciones MFR en velocidades de flujo comprendidas entre 6 y 117 L/min fue del 2,9% de los valores de referencia medios y las diferencias absolutas variaron desde 0,18 a 5,35 L/min.



**Figura 3 (b).** Relación del volumen de flujo de aire medido con jeringa de calibración y el Aerosport KB1-C fijado en el rango flujo medio del neumotacógrafo, relativo a las las rectas de identidad.

Las medias y desviaciones estándar de las determinaciones de volumen de flujo para el intervalo alto (HFR) se muestran en la Tabla 1, mientras que en la Figura 3 (c) se presentan las comparaciones gráficas de las mediciones del KB1-C con la recta unidad. Los valores de velocidad de flujo del intervalo HFR presentan una marcada diferencia con los del sistema de referencia en velocidades de flujo iguales o menores a 9 L/min; y en un 7-8% en aquellas velocidades comprendidas entre 27 y 54 L/min. Por otra parte, en velocidades de flujo de 99-198 L/min, se obtuvieron diferencias menores del 2% con respecto al estándar de referencia. En velocidades de flujo comprendidas entre 72 a 216 L/min, el  $SE_E$  de las mediciones HFR representaban el 1,5% de los valores de referencia medios. Dentro de este intervalo, las diferencias absolutas entre el HFR y el estándar de referencia variaron entre 0,46 a 3,64 L/min.



**Figura 3 (c).** Relación del volumen de flujo de aire medido con jeringa de calibración y el Aerosport KB1-C fijado en el rango de flujo alto del neumotacógrafo, relativo a las rectas de identidad.

## DISCUSION

Las conclusiones de este estudio que investigó la precisión de un analizador metabólico ambulatorio, coinciden con las de informes previos que mostraban resultados válidos y confiables de comparaciones entre mediciones obtenidas con sistemas ambulatorios y modelos de análisis metabólico de laboratorio estándar. Esta concordancia parecería estar asociada a la determinación directa tanto del  $O_2$  como del  $CO_2$ , ya que no son precisas las mediciones de los analizadores ambulatorios que calculan algebraicamente el  $VCO_2$  a partir de las mediciones del  $VO_2$  y que asumen un RER igual a 1 (4, 5, 7). Varios trabajos han comparado analizadores ambulatorios que poseen sensores tanto para el  $O_2$  como para el  $CO_2$ , con sistemas de laboratorio comunes. En el caso de Teem 100 (11) el  $VO_2$  determinado a lo largo de trabajo escalonado realizado en dos ocasiones no arrojó diferencias con el valor de  $VO_2$  determinado mediante un sistema de componentes asistido por computadora que utilizaba un medidor de ventilación y analizadores de gases durante la realización de tres pruebas de ejercicio en estado estable de caminata, trote y carrera (1). Otros investigadores han colocado este analizador portátil en serie con otros analizadores de laboratorio. En uno de los estudios, no se encontraron diferencias significativas entre Teem 100 y un equipo de laboratorio estándar en la determinación del  $VO_2$  realizada durante ejercicios incrementales en cinta rodante corriendo o haciendo step (3). En otro estudio de ciclismo incremental, donde los sistemas de análisis fueron colocados en serie, no se observaron diferencias significativas en la determinación de  $VO_2$  (2).

La presente investigación fue novedosa en varios aspectos. Este estudio fue el primero en evaluar la exactitud de las mediciones de los sensores de gases  $O_2$  y  $CO_2$  y del flujo de aire espirado en un sistema de análisis metabólico ambulatorio. Los dispositivos ambulatorios anteriores estaban limitados por la determinación de la actividad metabólica basándose en la medición directa del  $F_{EO_2}$  y por el supuesto del RER igual a 1 (4-7). Dado que el cálculo exacto de  $VO_2$  y  $VCO_2$  requiere la determinación de los gases espirados fraccionados  $O_2$  y  $CO_2$ , la realización de este estudio nos permitió detectar como podrían introducirse errores en este cálculo por imprecisiones en la medición de los gases espirados. El analizador de  $O_2$  empleado en el KB1-C es una celda de combustible galvánica similar a la utilizada en el MMC. La medición del  $F_{EO_2}$  mostró una fuerte correlación entre los analizadores con un  $r^2=0.94$ . Las comparaciones directas mostraron valores significativamente menores cuando se determinaron con el KB1-C aunque la magnitud de estas diferencias fue pequeña y su significado clínico es cuestionable. El valor del  $r^2$  en el caso del  $F_{ECO_2}$  fue igual a 0.89, y también aquí, el analizador KB1-C arrojó valores levemente menores que el analizador MMC. Es importante destacar que la significancia estadística de las diferencias relativamente menores entre las mediciones de  $F_{EO_2}$  y  $F_{ECO_2}$ , obtenidas con los analizadores MMC y KB1-C es función de la gran cantidad de potencia estadística disponible como resultado de una muestra de gran tamaño. Las diferencias medias entre los dos valores medios de  $F_{EO_2}$  y  $F_{ECO_2}$  fueron de 0,26 % y 0,28%, respectivamente, lo que se considera de efecto mínimo cuando se tiene en cuenta que durante la prueba el  $F_{EO_2}$  y  $F_{ECO_2}$  variaron de un 14 a un 19 % y de un 2,5 a un 6,5%, respectivamente.

También es razonable esperar que se observen diferencias mínimas de medición entre las dos unidades, debido a que toman la muestra de gases por diferentes métodos. El KB1-C extrae una micromuestra de gas espirado que pasa a través del neumotacógrafo basándose en diferencias de presión sensadas a lo largo de su plaqueta/lámina fija. La muestra de cada respiración espirada es captada por los sensores, analizada y luego promediada durante un periodo de muestreo programado desde 20 segundos hasta un minuto. Por el contrario, los gases espirados que ingresan al sistema Horizon son mezclados en un cámara de tres litros, que en este caso se encontraba ubicada ligeramente corriente abajo del neumotacógrafo, a partir de la cual se extrae y se analiza una sola muestra. Así, las variaciones en la metodología de análisis asociadas al tiempo de muestreo podrían explicar las pequeñas diferencias que se encuentran en las mediciones de  $F_{EO_2}$  y  $F_{ECO_2}$ .

A diferencia de estudios previos, este trabajo comparó las velocidades de flujo de los tres ajustes fijos del neumotacógrafo con un estándar calibrado. Cada uno de los neumotacógrafos tiene un intervalo de flujo recomendado. Cuando se realizan mediciones en estado estable dentro del flujo recomendado, hay mayor probabilidad de obtener una medición precisa. Sin embargo cuando se realiza trabajo escalonado los volúmenes de aire espirados pueden alcanzar o exceder los límites del intervalo fijado. Los ajustes del neumotacógrafo no pueden ser modificados una vez que la prueba de ejercicio ha comenzado. De esta manera, la elección del neumotacógrafo para el KB1-C es un aspecto importante a la hora de obtener mediciones exactas en del metabolismo del ejercicio. Por esta razón, se evaluaron los tres rangos del neumotacógrafo más allá de los valores recomendados. Hasta el momento no hay estudios previos que hayan realizado un examen que delimite los intervalos de flujo de aire en los que puede utilizarse el analizador. En el caso del flujo bajo que abarca de 2-30 L/min, los errores fueron pequeños para velocidades de flujo comprendidas entre 9 y 45 L/min. Por otra parte, las mediciones de flujo del neumotacógrafo variaron con respecto a la jeringa de calibración en 0,37 L/min (12,3%) para el flujo de 3 L/min y 0,93 L/min (15,5%) para el flujo de 6L/min. Estos resultados indican que los niveles de flujo bajos del neumotacógrafo serían adecuados para estudios en condiciones de reposo, valores de reposo registrados previamente en trabajo de baja intensidad, o determinaciones de trabajo máximo en personas altamente desentrenadas. Debe tenerse mucha precaución cuando se interpretan los datos registrados con el neumotacógrafo de flujo bajo en personas entrenadas en niveles de agotamiento moderados o altos.

Para el nivel de flujo medio que comprende flujos entre 10-120 L/min, el error fue inferior al 3% cuando se midieron velocidades de flujo de 6 L/min hasta 108 L/min y de 4,6 % cuando la velocidad de flujo fue de 117 L/min. Interesantemente, los errores fueron menores en las mediciones de flujo del ajuste medio que en el del neumotacógrafo, en las velocidades comprendidas entre 6 L/min y 63 L/min. Para los niveles de flujo alto, el error fue menor o igual al 3,3 % en el rango de flujos de 81-216 L/min. Sin embargo en el rango 27 a 72 L/min, se observaron errores de 3,9 a 8,8 %. El diseño de este estudio no permitió la comparación del  $VO_2$  obtenido simultáneamente con el KB1-C y un estándar de laboratorio. Para determinar valores precisos de volumen de aire con los neumotacógrafos KB1-C se requiere de flujo abierto bidireccional. Por lo tanto, la determinación de  $V_E$  con el sistema KB1-C en serie con un sistema unidireccional de diámetro de vía descendente no es aconsejable. Se acepta que la determinación del  $VO_2$  como medida de la incorporación de energía en uno de los principales usos de los analizadores metabólicos. Se recomienda que en estudios futuros se evalúe la exactitud de las determinaciones de  $VO_2$ ,  $VCO_2$  y RER del mismo modo en que se realizó el presente estudio en este sistema de análisis metabólico ambulatorio.

## Conclusiones

En este estudio se encontró que las mediciones de gas fraccionado fueron similares cuando se determinaron mediante un analizador metabólico ambulatorio y un modelo de laboratorio. La medición exacta del flujo de aire depende de la selección del neumotacómetro que podría ajustar la entrada de ventilación máxima. El MFR cumple mejor con esta condición y fue convenientemente exacto en flujos entre 6 y 117 L/min. Por lo tanto, esta opción del neumotacógrafo es apropiada para la mayoría de las determinaciones de actividades físicas, pero no contemplaría las mediciones precisas a lo largo de pruebas escalonadas incrementales de personas condicionadas que poseen los valores más altos de ventilación máxima. Mientras que el empleo de HFP puede satisfacer esta necesidad en trabajos máximos, su uso sacrificará la exactitud de algunos datos obtenidos en intensidades de trabajo submáximas. Por otra parte las características físicas de la unidad, la hacen apropiada para las evaluaciones de campo del rendimiento humano.

## Dirección para Envío de Correspondencia

Patrick L. Jacobs, Ph.D., The Miami Project to Cure Paralysis, University of Miami School of Medicine, 1600 Northwest 10th Avenue, R-48, Miami, Florida 33136; Phone: 305-585-7970; Fax: 305-545-8347; e-mail: PJACOBS@miamiproj.med.miami.edu

## REFERENCIAS

---

1. Melanson EL, Freedson PS, Hendelman D, Debold E (1996). Reliability and validity of a portable metabolic measurement system. *Can J Appl Physiol* 21(2):109-119
2. Novitsky S, Segal KR, Chartr-Aryamontri B, Guvakov D, Katch VL (1995). Validity of a new portable indirect calorimeter: the Aerosport TEEM 100. *Eur J Appl Physiol* 70:462-467
3. Wideman L, Stoudemire NM, Pass KA, McGinnes CL, Gaesser GA, Weltman A (1996). Assessment of the Aerosport TEEM 100 portable metabolic measurement system. *Med Sci Sports Exerc* 28(4):509-515
4. Crandall DG, Taylor SL, Raven PB (1994). Evaluation of the Cosmed K2 portable telemetric oxygen uptake analyzer. *Med Sci Sports Exerc* 26(1):108-111
5. Lothian F, Farrally MR, Mahoney C (1993). Validity and reliability of the Cosmed K2 to measure oxygen uptake. *Can J Appl Physiol* 18(2):197-20
6. Lucia A, Fleck SJ, Gotshall RW, Kearney JT (1993). Validity and reliability of the Cosmed K2 instrument. *Int J Sports Med* 14(7):380-386
7. Peel C, Utsey C (1993). Oxygen consumption using the K2 telemetry system and a metabolic cart. *Med Sci Sports Exerc* 25(3):396-400
8. American College of Sports Medicine (1995). ACSM's Resource Guidelines for Exercise Testing and Prescription. *Baltimore, MD: Williams and Wilkins*
9. Bruce RA, Kusumi F, Hosmer D (1973). Maximal oxygen intake and nomographic assessment of functional aerobic impairment in cardiovascular disease. *Am Heart J* 85:545-562
10. Versteeg PGA, Kippersluis GJ (1989). Automated systems for measurement of oxygen uptake during exercise testing. *Int J Sports Med* 10:107-112
11. Aerosport Inc (1995). KB1-C: Ambulatory Metabolic Measurement System. *Ann Arbor, MI:Aerosport Inc*