



ORIGINAL

Efecto de la FiO_2 sobre la medición del $\dot{V}O_2$ y la $\dot{V}CO_2$ con el monitor metabólico E-COVX



M. Ferreruela, J.M. Raurich*, J.A. Llompарт-Pou, A. Colomar e I. Ayestarán

Servei de Medicina Intensiva, Hospital Universitari Son Espases, Palma de Mallorca, España

Recibido el 14 de octubre de 2016; aceptado el 14 de diciembre de 2016

Disponible en Internet el 8 de marzo de 2017

PALABRAS CLAVE

Consumo de oxígeno;
Dióxido de carbono;
Intercambio
pulmonar de gases;
Ventilación
mecánica;
Paciente crítico;
Reproducibilidad de
resultados

Resumen

Objetivo: Valorar el efecto de la FiO_2 sobre el sesgo y la precisión en la medición del consumo de oxígeno ($\dot{V}O_2$) y la producción de dióxido de carbono ($\dot{V}CO_2$) con el monitor E-COVX en pacientes con ventilación mecánica.

Diseño: Descriptivo de concordancia.

Ámbito: Unidad de Cuidados Intensivos.

Pacientes o participantes: Pacientes con ventilación mecánica.

Intervenciones: Se midieron el $\dot{V}O_2$ y la $\dot{V}CO_2$ con el monitor E-COVX. Los valores de $\dot{V}O_2$ y $\dot{V}CO_2$ fueron el promedio de 5 min. Dos grupos de 30 pacientes. Se analizó: 1) la reproducibilidad de la medición del $\dot{V}O_2$ y la $\dot{V}CO_2$ con una FiO_2 de 0,4, y 2) el efecto de los cambios en la FiO_2 sobre el $\dot{V}O_2$ y la $\dot{V}CO_2$. Análisis estadístico por el método de Bland y Altman.

Variables de interés principales: Sesgo y precisión.

Resultados: 1) Reproducibilidad a una FiO_2 de 0,4: los sesgos en la medición del $\dot{V}O_2$ y la $\dot{V}CO_2$ fueron de 1,6 y 2,1 mL/min, respectivamente, y los errores en la precisión fueron de 9,7 a -8,3% y de 7,2 a -5,2%, respectivamente, y 2) efecto de la FiO_2 sobre el $\dot{V}O_2$: el sesgo del $\dot{V}O_2$ medido a una FiO_2 de 0,4 y 0,6 fue de -4,0 mL/min y a FiO_2 de 0,4 y 0,8, de 5,2 mL/min. La precisión entre FiO_2 de 0,4 y 0,6 fue de 11,9 a -14,1%, y entre FiO_2 de 0,4 y 0,8, de 43,9 a -39,7%.

Conclusiones: El monitor E-COVX mide el $\dot{V}O_2$ y la $\dot{V}CO_2$ en pacientes críticos con ventilación mecánica con un sesgo y una precisión clínicamente aceptables hasta una FiO_2 de 0,6.

© 2017 Elsevier España, S.L.U. y SEMICYUC. Todos los derechos reservados.

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: joan.raurich@ssib.es (J.M. Raurich).

KEYWORDS

Oxygen consumption;
Carbon dioxide;
Pulmonary gas
exchange;
Mechanical
ventilation;
Critical illness;
Reproducibility of
results

Effect of FiO₂ in the measurement of VO₂ and VCO₂ using the E-COVX metabolic monitor**Abstract**

Objective: We evaluated the effect of changes in FiO₂ on the bias and accuracy of the determination of oxygen consumption ($\dot{V}O_2$) and carbon dioxide production ($\dot{V}CO_2$) using the E-COVX monitor in patients with mechanical ventilation.

Design: Descriptive of concordance.

Setting: Intensive Care Unit.

Patients or participants: Patients with mechanical ventilation.

Interventions: We measured $\dot{V}O_2$ and $\dot{V}CO_2$ using the E-COVX monitor. Values recorded were the average in 5 min. Two groups of 30 patients. We analyzed: 1) the reproducibility in the measurement of $\dot{V}O_2$ and $\dot{V}CO_2$ at FiO₂ 0.4, and 2) the effect of the changes in FiO₂ on the measurement of $\dot{V}O_2$ and $\dot{V}CO_2$. Statistical analysis was performed using Bland and Altman test.

Variables of main interest: Bias and accuracy.

Results: 1) FiO₂ 0.4 reproducibility: The bias in the measurement of $\dot{V}O_2$ and $\dot{V}CO_2$ was 1.6 and 2.1 mL/min, respectively, and accuracy was 9.7 to -8.3% and 7.2 to -5.2%, respectively, and 2) effect of FiO₂ on $\dot{V}O_2$: The bias of $\dot{V}O_2$ measured at FiO₂ 0.4 and 0.6 was -4.0 mL/min and FiO₂ 0.4 and 0.8 was 5.2 mL/min. Accuracy between FiO₂ 0.4 and 0.6 was 11.9 to -14.1%, and between FiO₂ 0.4 and 0.8 was 43.9 to -39.7%.

Conclusions: The E-COVX monitor evaluates $\dot{V}O_2$ and $\dot{V}CO_2$ in critical patients with mechanical ventilation with a clinically acceptable accuracy until FiO₂ 0.6.

© 2017 Elsevier España, S.L.U. y SEMICYUC. All rights reserved.

Introducción

El principal interés de medir el consumo de oxígeno ($\dot{V}O_2$) y la producción de dióxido de carbono ($\dot{V}CO_2$) en los pacientes críticos con ventilación mecánica es calcular el gasto energético aplicando la fórmula de Weir¹. Estudios recientes han demostrado que un aporte calórico que compense las pérdidas por el gasto energético acorta el tiempo de ventilación mecánica, disminuye la tasa de infección nosocomial, mejora la recuperación física y reduce la mortalidad²⁻⁵. Pero, además, la medición del $\dot{V}O_2$ y la $\dot{V}CO_2$ tiene otras aplicaciones. Así, la medición del $\dot{V}O_2$ permite valorar la relación entre el transporte de oxígeno y el $\dot{V}O_2$ ⁶ o conocer el trabajo respiratorio de un modo ventilatorio respecto a otro modo⁷. La medición de la $\dot{V}CO_2$ permite medir el espacio muerto fisiológico⁸.

Sin embargo, la medición precisa del $\dot{V}O_2$ y la $\dot{V}CO_2$ en el paciente crítico con ventilación mecánica plantea varios problemas que incluyen la necesidad de una fracción inspirada de oxígeno (FiO₂) superior a la del aire ambiente, especialmente en la fase aguda de la enfermedad, las fugas de gas de la vía aérea debidas a la presión positiva del respirador y la presencia de vapor de agua en el gas espirado^{1,9-11}. De ellos, el principal problema lo representa la FiO₂, debido a que el error en la medición de las concentraciones de oxígeno inspirado y espirado para conocer el $\dot{V}O_2$ se amplifica con los incrementos de la FiO₂¹².

La medición del intercambio de gases respiratorios en pacientes con ventilación mecánica se ha visto facilitada por el desarrollo de aparatos automatizados que miden el $\dot{V}O_2$ y la $\dot{V}CO_2$ respiración a respiración. Así, varios estudios describen que los monitores M-COVX y E-COVX pueden ser utilizados en pacientes con ventilación mecánica con

necesidades de FiO₂ elevadas (inferiores a 0,85), con un error aceptable para la práctica clínica¹³⁻¹⁵.

El objetivo de este estudio fue valorar el efecto de la FiO₂ sobre la precisión en la medición del $\dot{V}O_2$ y la $\dot{V}CO_2$ con el monitor metabólico E-COVX en pacientes críticos con ventilación mecánica.

Material y métodos**Pacientes**

Se eligieron para el estudio pacientes ingresados en la Unidad de Cuidados Intensivos, intubados y conectados a ventilación mecánica, que recibían una perfusión continua de fármacos sedantes (midazolam o propofol) y/o analgésicos (morfina o fentanilo). En estos pacientes se midió el $\dot{V}O_2$ y la $\dot{V}CO_2$ y se calculó el gasto energético de reposo (GER). El estudio se realizó por la mañana, con el paciente en reposo, en posición incorporada a 30 grados, y después de 2 o más días de ventilación mecánica. Todos los pacientes estaban ventilados en modo volumen control a una FiO₂ igual o inferior a 0,4. Antes de la medición de la calorimetría indirecta se comprobó la presión del balón del tubo endotraqueal y la ausencia de fugas de aire. La medición de la calorimetría indirecta se realizó durante la administración continua de nutrición enteral, parenteral o mixta, con un aporte calórico entre 15 y 30 kcal/kg/d. La nutrición, administrada de forma continua, no se interrumpió debido a que el incremento en el $\dot{V}O_2$ y la $\dot{V}CO_2$ es constante y con un valor de alrededor del 3%¹⁶. Durante un mínimo de 30 min previos a las mediciones no se realizaron aspiraciones traqueales,

fisioterapia, cambios posturales, higiene corporal, estudios radiológicos o inserción de catéteres^{17,18}.

Se excluyeron para el estudio los pacientes que presentaron: inestabilidad hemodinámica –definida por la necesidad de cambios en la dosis de fármacos vasoactivos o variaciones superiores al 20% de la presión arterial y/o la frecuencia cardíaca–; una frecuencia respiratoria mayor de 35 rpm; necesidad de una FiO₂ superior a 0,4; una temperatura inferior a 36 °C o superior a 38 °C; un nivel de sedación, valorado con la Richmond Agitation-Sedation Scale¹⁹, superior a –3; pacientes con fístulas broncopleurales; y pacientes con terapia de sustitución renal.

El estudio fue aprobado por el comité de investigación del hospital. Se obvió la necesidad de consentimiento informado al ser una técnica de monitorización.

Monitor metabólico E-COVX

El monitor metabólico E-COVX (GE Healthcare/Datex-Ohmeda, Helsinki, Finlandia) es un sistema no invasivo que dispone de un analizador paramagnético para el oxígeno, un analizador de infrarrojos para el CO₂ y un neumotacógrafo para medir volúmenes inspirados y espirados. Los puertos de muestreo del neumotacógrafo y del gas se encuentran en un conector desechable, llamado sensor D-Lite (GE Healthcare Finland Oy, Helsinki, Finlandia), que se colocó entre el intercambiador de calor y humedad (Edith Flex[®], GE Healthcare Finland Oy, Helsinki, Finlandia) y la pieza en Y del circuito del ventilador, para evitar la acumulación de agua¹⁴. Entre el sensor D-Lite y la pieza en Y se colocó un conector con un espacio muerto de 15 mL (el fabricante recomienda un espacio muerto de 5 mL). La finalidad de este espacio muerto es evitar la contaminación del gas espirado por el flujo de aire continuo del respirador, que se ajustaba al mínimo (2 L/min).

Con la finalidad de reducir el error sistemático en las mediciones de volumen, el monitor E-COVX utiliza la transformación de Haldane para calcular tanto el VO₂ como la VCO₂. El error sistemático se produce en todas las mediciones y se debe al propio aparato o al proceso de medición, en oposición al error aleatorio, que es accidental, no controlable y que se reduce al aumentar el tamaño de la muestra. La transformación de Haldane consiste en medir el volumen inspiratorio y estimar el volumen espiratorio, ya que este depende de la temperatura (se asume que es de 35 °C) y la humedad (se asume que es del 100%) del gas espirado.

Las señales procedentes del neumotacógrafo y de los analizadores de los gases están sincronizadas para permitir estimaciones del intercambio de gases respiración a respiración. Los resultados del VO₂ y la VCO₂ son expresados cada minuto como un promedio de los últimos 60 s. Las mediciones del VO₂ y la VCO₂ se registraron solo cuando el paciente estaba metabólicamente estable, que se definió por una variación igual o inferior al 5% en 10 valores consecutivos^{20,21}. Los volúmenes fueron corregidos a condiciones estándar de temperatura, presión y sequedad.

El monitor E-COVX está listo para su uso a los 5 min de la puesta en funcionamiento e incluye una calibración automática. Las calibraciones del aparato se realizaron cada 6 meses según las instrucciones del fabricante. El fabricante

da una precisión de ±10% para una FiO₂ inferior a 0,7 y una frecuencia respiratoria inferior a 35 rpm.

Protocolo de estudio

Se estudiaron de forma secuencial y no consecutiva 2 grupos de 30 pacientes: en el primer grupo se valoró la reproducibilidad de la medición del VO₂ y la VCO₂ a una FiO₂ de 0,4, y en el segundo grupo se valoró el efecto de los cambios en la FiO₂ sobre la medición del VO₂ y la VCO₂. Cada valor del VO₂ y la VCO₂ del estudio es la media de 5 min^{20,22}.

En el primer grupo, después de 30 min de conectar el monitor E-COVX y con el respirador a una FiO₂ de 0,4 se registró la temperatura corporal y los valores del VO₂ y la VCO₂ de 5 min. Se repitió el registro de datos 30 min más tarde, para establecer la reproducibilidad de las mediciones del VO₂ y la VCO₂ a una FiO₂ de 0,4.

En el segundo grupo, después de 30 min de conectar el monitor E-COVX y con el respirador a una FiO₂ de 0,4 se registró la temperatura corporal y los valores del VO₂ y la VCO₂ de 5 min. A continuación se modificó el respirador a una FiO₂ de 0,6 y a los 30 min se registró la temperatura corporal y los valores del VO₂ y la VCO₂ de 5 min. Finalmente, se repitió el proceso a una FiO₂ de 0,8.

Análisis estadístico

Los datos descriptivos incluyen el número y el porcentaje para las variables categóricas y el valor medio y la desviación estándar o la mediana y el rango intercuartílico para las variables continuas. Se utilizó la prueba de Kolmogorov-Smirnov para contrastar la distribución normal de las variables. Se utilizó la prueba de la *t* de Student o el test de Friedman para las variables continuas, y la prueba de χ^2 o el test exacto de Fisher para las variables categóricas. Se utilizó el método de Bland y Altman²³ para determinar el sesgo (diferencia media entre 2 mediciones) y la precisión como los límites de acuerdo (2 veces la desviación estándar de la diferencia entre 2 mediciones). El sesgo (bias o exactitud) hace referencia a cuánto se asemejan los valores medios de mediciones repetidas. La precisión (reproducibilidad o variabilidad) hace referencia a la diferencia entre mediciones repetidas y valora el grado de dispersión. Además, evaluamos el acuerdo absoluto entre las mediciones repetidas del VO₂ y la VCO₂ utilizando los intraclass correlation coefficient (ICC, «coeficiente de correlación intraclass») con los intervalos de confianza del 95% (IC 95%). El error entre 2 mediciones se expresa como porcentaje de los límites de acuerdo respecto al valor medio de las 2 mediciones. A priori, se definió como aceptable un error inferior al 20%²⁴. Se consideró significativo un valor de *p* < 0,05. Los datos fueron analizados con el paquete estadístico SPSS, versión 19.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, EE. UU.).

Resultados

Entre ambos grupos de pacientes no hubo diferencias demográficas, clínicas ni en el nivel de actividad metabólica medida con la calorimetría indirecta (tabla 1).

Tabla 1 Características demográficas y clínicas, y calorimetría indirecta de los 2 grupos de pacientes

	Grupo 1 (n=30)	Grupo 2 (n=30)	p
Género masculino, n (%)	20 (66,7)	20 (66,7)	1,0
Edad en años, media ± DE	53 ± 16	55 ± 13	0,55
Peso en kg, media ± DE	81 ± 19	83 ± 19	0,71
Talla en cm, media ± DE	171 ± 10	169 ± 10	0,42
Índice de masa corporal en kg/m ² , media ± DE	27,6 ± 4,8	28,7 ± 5,3	0,40
Tipo de paciente, n (%)			0,59
Traumático	12 (40,0)	9 (30,0)	
Médico	14 (46,7)	18 (60,0)	
Quirúrgico	4 (13,3)	3 (10,0)	
Calorimetría indirecta, media ± DE			
Temperatura, °C	36,5 ± 0,9	36,6 ± 0,9	0,86
GER, kcal/d	1.917 ± 396	1.907 ± 396	0,92
GER, kcal/kg/d	24,4 ± 5,3	23,5 ± 4,7	0,52
GER, %	116 ± 20	116 ± 21	0,93
RQ	0,71 ± 0,07	0,72 ± 0,07	0,87

DE: desviación estándar; GER: gasto energético reposo; RQ: cociente respiratorio.

Tabla 2 Reproducibilidad de las mediciones del $\dot{V}O_2$ y la $\dot{V}CO_2$ a una FiO_2 de 0,4

	Primera medición FiO_2 0,4	Segunda medición FiO_2 0,4	Diferencia primera – segunda	p
Temperatura, °C	36,5 ± 1,0	36,5 ± 0,9	0,1 ± 0,4	0,28
$\dot{V}O_2$, mL/min	284 ± 60	283 ± 61	1,6 ± 13,1	0,51
$\dot{V}CO_2$, mL/min	202 ± 42	200 ± 40	2,1 ± 6,7	0,10

FiO_2 : fracción inspirada de oxígeno; $\dot{V}O_2$: consumo de oxígeno; $\dot{V}CO_2$: producción de dióxido de carbono. Los datos se expresan como media ± desviación estándar.

Reproducibilidad del $\dot{V}O_2$ y la $\dot{V}CO_2$ a una FiO_2 de 0,4

No hubo diferencias significativas en la temperatura corporal, el $\dot{V}O_2$ y la $\dot{V}CO_2$ entre la primera y la segunda medición de la calorimetría indirecta a una FiO_2 de 0,4 (tabla 2). Los sesgos entre las 2 mediciones del $\dot{V}O_2$ y la $\dot{V}CO_2$ fueron de 1,6 y 2,1 mL/min, respectivamente (tabla 2). La precisión para el $\dot{V}O_2$ fue de 27,8 a –24,6 mL/min, que representa un porcentaje de error de 9,7 a –8,3%, y para la $\dot{V}CO_2$, de 15,5 a –11,3 mL/min, que representa un error de 7,2 a –5,2% (fig. 1). Los ICC (IC 95%) fueron para el $\dot{V}O_2$ de 0,98 (0,95 a 0,99) y para la $\dot{V}CO_2$, de 0,98 (0,97 a 0,99).

Efecto de la variación de FiO_2 en la medición del $\dot{V}O_2$ y la $\dot{V}CO_2$

No hubo diferencias significativas en los valores de la temperatura corporal, el $\dot{V}O_2$ y la $\dot{V}CO_2$ medidos a una FiO_2 de 0,4, de 0,6 y de 0,8 (tabla 3).

El sesgo de los valores de $\dot{V}O_2$ medidos a una FiO_2 de 0,4 y a una FiO_2 de 0,6 fue de –4,0 mL/min, y a una FiO_2 de 0,4 y de 0,8, de 5,2 mL/min (tabla 3). La precisión de las mediciones del $\dot{V}O_2$ entre FiO_2 de 0,4 y de 0,6 fue de 32,2 a –40,2 mL/min, que representa un error de 11,9 a –14,1%, y entre FiO_2 de 0,4 y de 0,8, de 117,2 a –106,8 mL/min, que representa un error de 43,9 a –39,7% (fig. 2). Los ICC

Tabla 3 Sesgo y precisión de la medición del $\dot{V}O_2$ y la $\dot{V}CO_2$ a una FiO_2 de 0,4, 0,6 y 0,8

	FiO_2 0,4	FiO_2 0,6	FiO_2 0,8	Diferencia 0,6 – 0,4	Diferencia 0,8 – 0,4	p
Temperatura, °C	36,6 ± 0,9	36,6 ± 0,9	36,6 ± 0,8	0,0 ± 0,3	0,0 ± 0,4	0,99
$\dot{V}O_2$, mL/min	283 ± 60	279 ± 58	288 ± 83	–4,0 ± 18,1	5,2 ± 56	0,90
$\dot{V}CO_2$, mL/min	201 ± 41	201 ± 42	201 ± 47	–0,5 ± 9,8	–0,2 ± 13,9	0,88

FiO_2 : fracción inspirada de oxígeno; $\dot{V}O_2$: consumo de oxígeno; $\dot{V}CO_2$: producción de dióxido de carbono. Los datos se expresan como media ± desviación estándar.

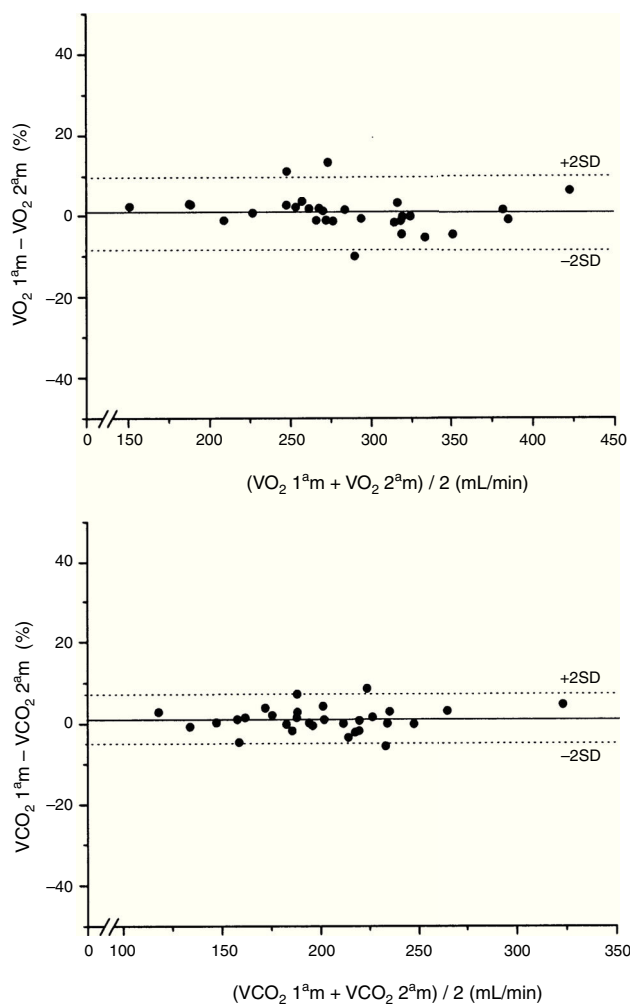


Figura 1 Representación gráfica, según Bland y Altman, de las diferencias en porcentaje de los 2 valores consecutivos del $\dot{V}O_2$ y la $\dot{V}CO_2$ de cada paciente medidos a una FiO_2 de 0,4 respecto al valor medio de ambas mediciones en mL/min.

(IC 95%) fueron para el $\dot{V}O_2$ medido a una FiO_2 de 0,4 y 0,6 de 0,95 (0,90 a 0,98), y para el medido a una FiO_2 de 0,4 y 0,8, de 0,70 (0,46 a 0,85).

El sesgo de los valores de la $\dot{V}CO_2$ medidos a una FiO_2 de 0,4 y de 0,6 fue $-0,5$ mL/min, y a una FiO_2 de 0,4 y de 0,8, de $-0,2$ mL/min (tabla 3). La precisión de la $\dot{V}CO_2$ medida a una FiO_2 de 0,4 y de 0,6 fue de 19,5 a $-20,5$ mL/min, que representa un error de 9,3 a $-9,9\%$, y a una FiO_2 de 0,4 y de 0,8, de 27,6 a $-28,0$ mL/min, que representa un error de 12,4 a $-13,2\%$ (fig. 2). Los ICC (IC 95%) fueron para la $\dot{V}CO_2$ medida a una FiO_2 de 0,4 y de 0,6 de 0,97 (0,94 a 0,99), y medida a una FiO_2 de 0,4 y 0,8, de 0,95 (0,90 a 0,98).

Discusión

Los resultados del estudio con el monitor metabólico E-COVX muestran una buena precisión a una FiO_2 de 0,4 en la medición del $\dot{V}O_2$ y la $\dot{V}CO_2$. No hallamos un sesgo clínicamente significativo en las mediciones del $\dot{V}O_2$ y la $\dot{V}CO_2$ en un rango de FiO_2 de 0,4 a 0,8. Sin embargo, la precisión en la medición del $\dot{V}O_2$ se amplió al incrementar la FiO_2 , siendo

clínicamente inadecuada (superior al 20%) con una FiO_2 superiores a 0,6. Por ello, en la práctica clínica no debería utilizarse el monitor E-COVX para medir el $\dot{V}O_2$ en pacientes críticos con ventilación mecánica a unos valores de FiO_2 superiores a 0,6.

La precisión de las mediciones repetidas del $\dot{V}O_2$ a una FiO_2 de 0,4 fue del 10%, de acuerdo con las especificaciones del fabricante, mientras que la precisión del $\dot{V}O_2$ a una FiO_2 de 0,6 fue de alrededor del 15%, y a una FiO_2 de 0,8, del 40%. Este error progresivo y exponencial en la precisión debe atribuirse al incremento de la FiO_2 ²⁵. Esta falta de acuerdo con el $\dot{V}O_2$ medido a una FiO_2 de 0,8 queda reflejada en el bajo valor de ICC, de solo 0,7, mientras que los ICC para las mediciones de la $\dot{V}CO_2$ se mantienen siempre por encima de 0,95, independientemente de la FiO_2 .

La medición del $\dot{V}O_2$ y la $\dot{V}CO_2$ en cortos periodos de tiempo puede sustituir a las mediciones prolongadas, con la ventaja adicional de reducir las variaciones fisiológicas^{20,22}. Esta ventaja se pierde por el diseño secuencial del estudio, por lo que dentro de la precisión se incluyen las variaciones fisiológicas del metabolismo y los verdaderos errores de las mediciones¹³. Sin embargo, el aumento progresivo del valor de la precisión en las mediciones del $\dot{V}O_2$ con el aumento de la FiO_2 , que no ocurre con las mediciones de la $\dot{V}CO_2$, apoya que el aumento en la precisión del $\dot{V}O_2$ se debe a errores en la medición de las concentraciones inspirada y espirada de oxígeno.

Nuestros resultados contrastan con los de otros estudios que hallaron clínicamente aceptable la medición del $\dot{V}O_2$ con el monitor M-COVX hasta unas FiO_2 de 0,7 y 0,8¹³⁻¹⁵. Estos estudios se apoyan en que el monitor E-COVX mide el $\dot{V}O_2$ y la $\dot{V}CO_2$ respiración a respiración durante 5 min, y sería el equivalente a unas 100 mediciones (5 min a 20 rpm). De acuerdo con el estudio teórico de Ultman y Bursztein¹², se reducirían progresivamente los errores aleatorios en la medición del $\dot{V}O_2$ cuando se aumenta el número de mediciones. Así, se considera que la precisión es de $\pm 10\%$ cuando la FiO_2 es inferior a 0,65, y de $\pm 15\%$ cuando la FiO_2 es superior a 0,65 e inferior a 0,85²⁵.

Los resultados de nuestro estudio en la precisión de la medición del $\dot{V}O_2$ están en consonancia con el concepto de que cualquier error en la medición de la concentración del oxígeno en el gas inspirado y espirado se amplifica cuando se incrementa la FiO_2 ^{9,11}. Un error del 1% en la medición de la FiO_2 , a una FiO_2 de 0,4, resulta un error en la medición del $\dot{V}O_2$ del 15%. A una FiO_2 de 0,8 o mayor, el mismo error del 1% resulta un error mayor o igual al 100% y a causa de esto no realizamos mediciones con una FiO_2 superior a 0,8. Además, la medición del GER en pacientes con ventilación mecánica a una FiO_2 superior a 0,6 sigue siendo difícil y no debería practicarse. Como era de esperar, la precisión en la medición de la $\dot{V}CO_2$ experimentó mínimos cambios con los aumentos de la FiO_2 ¹².

El valor medio del cociente respiratorio ($RQ = 0,72$) observado en nuestra serie de pacientes fue inferior al esperado. El RQ en pacientes con ventilación mecánica, bajo efectos de la sedoanalgesia y con nutrición enteral, parenteral o mixta, que incluye hidratos de carbono (50%), lípidos (30%) y proteínas (20%), debe ser de entre 0,8 y 0,9. La causa más probable para explicar el valor bajo en el RQ sería un error sistemático al medir la $\dot{V}CO_2$. En este sentido, Meyer et al.²⁶ hallaron un valor de la $\dot{V}CO_2$ con el M-COVX inferior al 17,6%

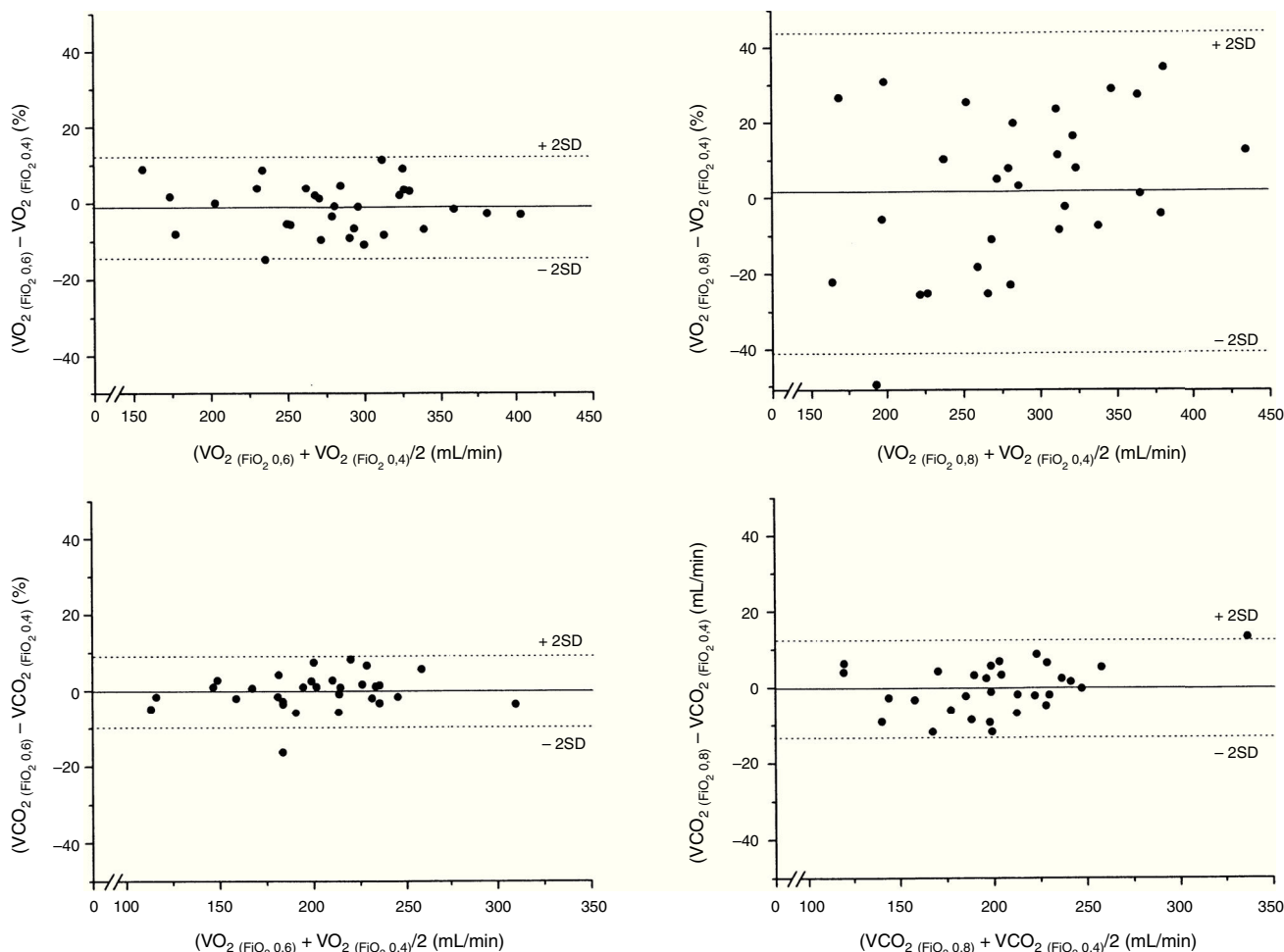


Figura 2 Representación gráfica, según Bland y Altman, de las diferencias en porcentaje de los 2 valores del $\dot{V}O_2$ y la $\dot{V}CO_2$ de cada paciente medidos a una FiO_2 de 0,4 y 0,6 y a una FiO_2 de 0,4 y 0,8 respecto al valor medio de ambas mediciones en mL/min.

respecto al Deltatrac II. El RQ bajo también podría deberse a una sobrevaloración del $\dot{V}O_2$, pero esto daría lugar a un valor elevado del GER que no hemos observado, debido a que en la fórmula de Weir para calcular el GER, el factor multiplicador del $\dot{V}O_2$ es de 3,9, mientras que para la $\dot{V}CO_2$ es de 1,1¹. El valor medio del GER de los 60 pacientes fue similar al observado en otros estudios en pacientes con características demográficas parecidas cuando se utilizan otros métodos de medición^{5,27}.

La infravaloración de la $\dot{V}CO_2$, si bien tiene poca repercusión en la medición del GER, imposibilita la correcta interpretación del RQ para valorar los sustratos metabólicos. Al mismo tiempo, inhabilita el cálculo del espacio muerto fisiológico. Una posible fuente de error sistemático es el flujo continuo del respirador (Engström Carestation), que podría diluir el gas espirado. Sin embargo, y a pesar de incrementar el espacio muerto entre el D-Lite y el respirador a 15 mL (recomendado 5 mL), no observamos un incremento en el RQ.

La limitación principal del estudio, además del diseño secuencial, es no haber comparado las mediciones del $\dot{V}O_2$ y la $\dot{V}CO_2$ con otro método de calorimetría indirecta, como es la bolsa de Douglas, especialmente para comprobar los valores de la $\dot{V}CO_2$.

En conclusión, el monitor metabólico E-COVX mide el $\dot{V}O_2$ en los pacientes críticos con ventilación mecánica con una precisión clínicamente aceptable hasta una FiO_2 de 0,6. La medición de la $\dot{V}CO_2$ no se afecta por la FiO_2 .

Autoría

Mireia Ferreruela: recogida de datos, preparación y revisión del manuscrito.

Joan Maria Raurich: búsqueda en la literatura, recogida de datos, diseño del estudio, análisis de datos, preparación y revisión final del manuscrito.

Juan Antonio Llopart-Pou: preparación y revisión final del manuscrito.

Asunción Colomar: recogida de datos, preparación y revisión del manuscrito.

Ignacio Ayestarán: recogida de datos, preparación y revisión del manuscrito.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses relacionado con el manuscrito.

Bibliografía

1. Weir JB. New methods for calculating metabolic rate with special reference to protein metabolism. *J Physiol*. 1949;109:1–9.
2. Wei X, Day AG, Ouellette-Kuntz H, Heyland DK. The association between nutritional adequacy and long-term outcomes in critically ill patients requiring prolonged mechanical ventilation: A multicenter cohort study. *Crit Care Med*. 2015;43:1569–79.
3. Alberda C, Gramlich L, Jones N, Jeejeebhoy K, Day AG, Dhaliwal R, et al. The relationship between nutritional intake and clinical outcomes in critically ill patients: Results of an international multicenter observational study. *Intensive Care Med*. 2009;35:1728–37.
4. Weijs PJ, Stapel SN, de Groot SD, Driessen RH, de Jong E, Girbes AR, et al. Optimal protein and energy nutrition decreases mortality in mechanically ventilated, critically ill patients: A prospective observational cohort study. *JPEN J Parenter Enteral Nutr*. 2012;36:60–8.
5. Heidegger CP, Berger MM, Graf S, Zingg W, Darmon P, Costanza MC, et al. Optimisation of energy provision with supplemental parenteral nutrition in critically ill patients: A randomised controlled clinical trial. *Lancet*. 2013;381:385–93.
6. Vincent JL, de Backer D. My paper 20 years later: Effects of dobutamine on the VO₂/DO₂ relationship. *Intensive Care Med*. 2014;40:1643–8.
7. Briassoulis G, Michaeloudi E, Fitrolaki DM, Spanaki AM, Briassouli E. Influence of different ventilator modes on Vo(2) and Vco(2) measurements using a compact metabolic monitor. *Nutrition*. 2009;25:1106–14.
8. Nuckton TJ, Alonso JA, Kallet RH, Daniel BM, Pittet JF, Eisner MD, et al. Pulmonary dead-space fraction as a risk factor for death in the acute respiratory distress syndrome. *N Engl J Med*. 2002;346:1281–6.
9. Browning JA, Linberg SE, Turney SZ, Chodoff P. The effects of a fluctuating Fio2 on metabolic measurements in mechanically ventilated patients. *Crit Care Med*. 1982;10:82–5.
10. Dietrich KA, Romero MD, Conrad SA. Effects of gas leak around endotracheal tubes on indirect calorimetry measurement. *JPEN J Parenter Enteral Nutr*. 1990;14:408–13.
11. Branson RD, Johannigman JA. The measurement of energy expenditure. *Nutr Clin Pract*. 2004;19:622–36.
12. Ultman JS, Bursztein S. Analysis of error in the determination of respiratory gas exchange at varying FIO2. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol*. 1981;50:210–6.
13. McLellan S, Walsh T, Burdess A, Lee A. Comparison between the Datex-Ohmeda M-COVX metabolic monitor and the Deltatrac II in mechanically ventilated patients. *Intensive Care Med*. 2002;28:870–6.
14. Donaldson L, Dodds S, Walsh TS. Clinical evaluation of a continuous oxygen consumption monitor in mechanically ventilated patients. *Anaesthesia*. 2003;58:455–60.
15. Stuart-Andrews CR, Peyton P, Walker TB, Cairncross AD, Robinson GJ, Lithgow B. Laboratory validation of the M-COVX metabolic module in measurement of oxygen uptake. *Anaesth Intensive Care*. 2009;37:399–406.
16. Raurich JM, Ibanez J, Marse P. [CO₂ production and thermogenesis induced by enteral and parenteral nutrition] Spanish. *Nutr Hosp*. 1996;11:108–13.
17. Weissman C, Kemper M, Damask MC, Askanazi J, Hyman AI, Kinney JM. Effect of routine intensive care interactions on metabolic rate. *Chest*. 1984;86:815–8.
18. Swinamer DL, Phang PT, Jones RL, Grace M, King EG. Twenty-four hour energy expenditure in critically ill patients. *Crit Care Med*. 1987;15:637–43.
19. Ely EW, Truman B, Shintani A, Thomason JW, Wheeler AP, Gordon S, et al. Monitoring sedation status over time in ICU patients: Reliability and validity of the Richmond Agitation-Sedation Scale (RASS). *JAMA*. 2003;289:2983–91.
20. Frankenfield DC, Sarson GY, Blosser SA, Cooney RN, Smith JS. Validation of a 5-minute steady state indirect calorimetry protocol for resting energy expenditure in critically ill patients. *J Am Coll Nutr*. 1996;15:397–402.
21. Black C, Grocott MP, Singer M. Metabolic monitoring in the intensive care unit: A comparison of the Medgraphics Ultima, Deltatrac II, and Douglas bag collection methods. *Br J Anaesth*. 2015;114:261–8.
22. Marse P, Raubich JM, Homar J, Riera M, Ibanez J. Calorimetría indirecta en el enfermo crítico: validez de la medición durante 10 minutos. *Nutr Hosp*. 2004;19:95–8.
23. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*. 1986;1:307–10.
24. Critchley LA, Critchley JA. A meta-analysis of studies using bias and precision statistics to compare cardiac output measurement techniques. *J Clin Monit Comput*. 1999;15:85–91.
25. Singer P, Pogrebetsky I, Attal-Singer J, Cohen J. Comparison of metabolic monitors in critically ill, ventilated patients. *Nutrition*. 2006;22:1077–86.
26. Meyer R, Briassouli E, Briassoulis G, Habibi P. Evaluation of the M-COVX metabolic monitor in mechanically ventilated adult patients. *Eur E J Clin Nutr Metab*. 2008;3:e232–9.
27. Raurich JM, Ibanez J, Marse P, Riera M, Homar X. Resting energy expenditure during mechanical ventilation and its relationship with the type of lesion. *JPEN J Parenter Enteral Nutr*. 2007;31:58–62.