

Análisis de la fiabilidad de cuatro ventiladores empleados en pacientes críticos

A. C. Nebra Puertas, J. Cuen Mermejo*, B. Virgós Señor, C. León Cinto, J. Escós Orta, C. López Núñez, R. Bustamante Rodríguez, B. Zalba Etayo, M. A. Suárez Pinilla, A. Millastre Benito

Servicio de Medicina Intensiva. *Servicio Mantenimiento. Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa". Zaragoza.

Resumen

OBJETIVOS: Comprobar la fiabilidad de cuatro ventiladores empleados en la práctica diaria habitual con enfermos críticos con insuficiencia respiratoria aguda.

MÉTODOS: Estudio experimental, realizado con 4 ventiladores y un comprobador de respiradores Bio-Tek® VT-2, ajustado con distintos valores de resistencia y compliancia. Se recogieron las diferencias entre los datos obtenidos por los respiradores y el comprobador, en los volúmenes entregados y la presión teleespiratoria. Se comprobó si las diferencias existentes entre los respiradores y el comprobador podrían ser significativas, y el coeficiente de variación para estudiar la posible desviación de los parámetros programados a lo largo del tiempo. Se calcularon y aplicaron los márgenes de error de los respiradores.

RESULTADOS: En situaciones de compliancia y resistencia, parecidas a las que presentan los enfermos con enfermedad pulmonar obstructiva crónica y síndrome de distrés respiratorio agudo, hay diferencias entre los volúmenes corrientes medidos por la monitorización de los respiradores y los entregados al final de sus circuitos respiratorios, aunque apenas se superan los márgenes de error. El coeficiente de variación no fue significativo en ninguna de las situaciones de compliancia y resistencia aplicadas.

CONCLUSIONES: Existen diferencias, frente a situaciones de baja compliancia y/o elevada resistencia, entre los volúmenes corrientes monitorizados y los entregados en algunos ventiladores, aunque dichas diferencias sean pequeñas y apenas superen los márgenes de error admitidos para los ventiladores. Los resultados del coeficiente de variación indican una alta capacidad de mantener constantes los parámetros programados a lo largo del tiempo.

Palabras clave: Ventilación Mecánica. Fiabilidad. Tubuladuras desechables. PEEP. Volumen Corriente.

Correspondencia: Agustín Carlos Nebra Puertas
Avda. de Valencia 51-53, Escalera 1ª, piso 8º-B.
50009 Zaragoza.
E-mail: Beaagus@wanadoo.es

Aceptado para su publicación en noviembre de 2002.

Reliability assessment of four ventilators used in critically-ill patients

Summary

OBJECTIVES: Mechanical ventilators are often used in critically-ill patients with acute respiratory insufficiency. We aimed to assess the reliability of four commonly used ventilators.

METHODS: This experimental study assessed four Bio-Tek® VT-2 ventilators set for different levels of impedance and compliance in comparison with a tester. We gathered data on differences between the ventilators and the tester for volumes supplied and end-expiratory pressures. Statistical significance was determined using a Student-t test (95% confidence interval) and a coefficient of variation was calculated to study variation over time in parameters programmed. Error margins were calculated and applied for each ventilator.

RESULTS: For situations in which compliance and impedance are similar to those of patients with chronic obstructive pulmonary disease and acute respiratory distress syndrome, there were differences in tidal volumes measured by the ventilators monitors and those actually supplied at the end of the breathing circuits, although the differences are only slightly greater than the error margins. The coefficients of variation were not significant at any of the compliance and impedance levels studied.

CONCLUSIONS: In situations of low compliance and/or high impedance, tidal volumes supplied by ventilators and volumes shown on the monitors are different, although the differences are small and hardly exceed the ventilators acceptable error margins. The coefficient of variation indicated that the parameters set remain highly stable over time.

Key words: Mechanical ventilation. Reliability. Disposable breathing circuits. Positive end-expiratory pressure. Tidal volume.

Introducción

Los ventiladores mecánicos (VM), utilizados en las unidades de pacientes críticos para tratar diversas formas de insuficiencia respiratoria, se programan con una serie de parámetros, variables según sea la situación clínica desencadenante del cuadro de insuficiencia res-

piratoria. Entre dichos parámetros, se encuentran el volumen corriente (VC) y la presión teleespiratoria positiva (PEEP). En la práctica diaria asumimos, que tanto el VC como la PEEP programados en el respirador son entregados con exactitud, y que los VM poseen un elevado grado de fiabilidad. Ello implica que los datos que muestran los indicadores de los VM, referentes al VC y a la PEEP, no tendrían diferencias significativas si fueran medidos en el sistema respiratorio del paciente, teniendo en cuenta el margen de error aceptado por los fabricantes para los distintos VM^{1,4}.

En el presente trabajo, analizamos las posibles variaciones existentes entre el VC y la PEEP programados y los "reales", entendiendo por estos últimos los medidos mediante un comprobador de respiradores. Posteriormente estudiamos si las diferencias obtenidas se podrían explicar por el margen de error admitido por los fabricantes, para los distintos VM. Para ello analizamos cuatro VM, programados con parámetros habitualmente empleados en nuestro servicio en diversas situaciones clínicas^{1,5,6}.

Material y métodos

El presente estudio es un trabajo experimental en el que se emplearon un tipo de tubuladura desechable, 4 modelos distintos de VM, seleccionados aleatoriamente dentro de los modelos utilizados habitualmente en nuestra unidad, y un comprobador de respiradores.

Las tubuladuras desechables empleadas tuvieron un diámetro interno de 17,8 mm, con una longitud de 65 cm, tanto en su rama inspiratoria como en la espiratoria, totalmente plegadas. Aunque estas tubuladuras no fueron las diseñadas

directamente por los fabricantes de los respiradores, cumplían las normativas UNE-EN 12342:1999 (AENOR)⁷.

Los VM analizados cumplían tanto la normativa necesaria para su uso (UNE-EN 974-1:1997- AENOR)⁸, como el programa de mantenimiento de los fabricantes, habiendo sido además comprobados regularmente por nuestro Servicio de Electromedicina. Los VM empleados fueron el modelo Servo 300 de Siemens®, con pantalla de monitorización Servo Screen 390, el modelo 7200ae de Puritan Bennett®, el modelo Evita-2 de Dräger® (Software versión 2), y el modelo Veolar de Hamilton Medical®. La edad de los distintos aparatos fue de 6 años en el caso del Servo 300, en el caso del modelo Puritan y en el Evita-2 ambos tenían 5 años, y de 10 años para el Veolar. Se emplearon en modalidad de ventilación controlada (CMV/IPPV) ajustando los parámetros según la práctica habitual en nuestro Servicio, para una persona de 70 Kg que precisara de ventilación mecánica. Las condiciones de compliancia y resistencia que se aplicaron fueron las asimilables a enfermos con alguna de las siguientes situaciones: ausencia previa de patología pulmonar (Normalidad), enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), síndrome de distrés respiratorio agudo (SDRA) y asma reagudizado (AS) (Tabla I).

De manera previa al empleo de cada uno de los modelos de respiradores, y en cada una de las condiciones de compliancia y resistencia estudiadas, se procedió a su calibración y comprobación; en el Puritan Bennett®, se realizó un autotest largo (ATG completo). Los procedimientos completos de calibración y comprobación se encuentran explicados con detalle en los

TABLA I
Parámetros de los ventiladores en las diferentes situaciones clínicas simuladas

Situación	VC	Frec. Min	FiO ₂	I:E	PEEP	Flujo	Tpla.	Tinsp.
Normal	ml	(resp/min)	(%)		(mbar)		(s)	(s)
Siemens®	750	15	50	1:2	3	0,82 l/s	-	1,38
Puritan	750	15	50	1:2	3	53 l/min	0,5	-
Evita-2	750	15	50	1:2	3	50 l/min	-	-
Veolar	750	15	50	1:2	3	-	-	-
EPOC								
Siemens®	450	16	60	1:3	10	0,66 l/s	-	1,11
Puritan	450	16	60	1:3	10	37 l/min	0,2	-
Evita-2	450	16	60	1:3	10	40 l/min	-	-
Veolar	450	16	60	1:3	10	-	-	-
SDRA								
Siemens®	400	16	60	1:1,5	15	0,46 l/s	-	1,5
Puritan	400	16	60	1:1,5	15	30 l/min	0,7	-
Evita-2	400	16	60	1:1,5	15	30 l/min	-	-
Veolar	400	16	60	1:1,5	15	-	-	-
Asma								
Siemens®	500	15	40	1:3	0	0,65 l/s	-	1,1
Puritan	500	15	40	1:3,1	0	34 l/min	0,1	-
Evita-2	500	15	40	1:3	0	34 l/min	-	-
Veolar	500	15	40	1:3	0	-	-	-

VC:volumen corriente; Frec. Min: Frecuencia minuto; Tpla.: tiempo plateau. ; Tinsp.: tiempo inspiratorio; l/s: litros/segundo; l/min: litros/minuto; EPOC: enfermedad pulmonar obstructiva crónica; SDRA: síndrome de distrés respiratorio agudo.

TABLA II
Parámetros del comprobador

Simulación Clínica	Compliancia (ml/cm H ₂ O)	Resistor (Resistencia en cm H ₂ O/litro/minuto)
Normalidad	50	20
EPOC	20	50
SDRA	10	20
Asma	50	50

EPOC: enfermedad pulmonar obstructiva crónica; SDRA: síndrome de distrés respiratoria agudo.

manuales de los distintos fabricantes^{9,12}. Los márgenes de error aceptados para los respiradores fueron los indicados en sus manuales técnicos por los fabricantes: para el Servo 300 de Siemens® se admitió un margen del $\pm 5\%$ tanto en el VC como en la PEEP; para el Puritan Bennett® 7200 el margen fue de $\pm 20\%$ en el VC y de un $\pm 1\%$ en la PEEP; para el Evita-2 de Dräger® los márgenes fueron del $\pm 8\%$ para el VC y de ± 2 milibares para la PEEP; y por último, para el Veolar de Hamilton Medical® los márgenes permitidos fueron de ± 25 ml en el VC y de ± 2 milibares en la PEEP^{9,12}.

Como instrumento de medida se conectó al final del circuito y tras un filtro humidificador, un comprobador de respiradores Bio-Tek® VT-2. Este aparato posee una serie de ajustes que permiten ajustar diversas condiciones de compliancia y resistencia para comprobar el funcionamiento de los VM. El comprobador es revisado regularmente por la casa fabricante y previamente a su empleo con cada uno de los respiradores, y para cada una de las situaciones clínicas simuladas, se procedió a su calibración y comprobación siguiendo los procedimientos del manual de mantenimiento¹³. Los parámetros con los que fue programado el comprobador se muestran en la Tabla II, empleándose la variante ATPD.

Tras conectar el comprobador de respiradores al final del circuito del VM, se dejó estabilizar el funcionamiento de ambos aparatos durante 10 minutos antes de realizar la primera medición. Para cada una de las situaciones de resistencia y compliancia simuladas se realizaron un total de 5 mediciones. Puesto que los resultados del comprobador de respiradores se obtienen mediante un promedio de 5 ciclos de los VM, se realizó la media aritmética de los resultados obtenidos en los resultados de monitorización de los VM en esos mismos 5 ciclos, para así comparar los resultados obtenidos entre los VM y el comprobador. Todas las mediciones se hicieron a la misma temperatura ambiente (22°C), usando una toma de gases medicinales a presión constante. El mismo procedimiento fue repetido con todos los VM, y para todas las situaciones presentadas en la Tabla I. Recogimos los datos correspon-

dientes a los VC y a la PEEP, tanto en los indicadores de monitorización de los VM, como en los medidos en el comprobador. Dada la cantidad de datos recogidos, se calculó la media aritmética y sus desviaciones estándar para facilitar la exposición, si bien en el análisis estadístico empleamos todos los datos disponibles. Para realizar dicha comparación entre los datos de monitorización de los VM y del comprobador, se empleó la "t" de Student para datos apareados, exigiéndose un intervalo de confianza del 95%. Se tuvieron en cuenta los márgenes de error de los VM, para ello se comprobó en los resultados con diferencias estadísticamente significativas entre los VM y el comprobador, que dichas diferencias no superaran los márgenes de error aceptados para los distintos aparatos.

También se calculó el coeficiente de variación de los datos obtenidos en el comprobador referentes a los distintos VM, de cara a estudiar su fiabilidad para mantener a lo largo del tiempo unos parámetros constantes.

Resultados

Para cada una de las situaciones de compliancia y resistencia aplicadas, y para cada uno de los VM, se obtuvieron los resultados reflejados en las tablas III, IV, V y VI. En ellas se remarcan los parámetros en los que existieron diferencias estadísticamente significativas entre los VM y el comprobador, aquellos que excedieron el margen de error aceptado para los VM, y los resultados del coeficiente de variación de los VM.

Para el Veolar de Hamilton Medical® (Tabla III): en el VC hubo diferencias estadísticamente significativas entre el VM y el comprobador, en todas las situaciones de compliancia y resistencia simuladas; la PEEP mostró diferencias estadísticamente significativas en todas las situaciones menos en EPOC. Tras calcular los márgenes de error aceptados para el VM, lo excedieron las mediciones de VC en las situaciones de Normal, EPOC y SDRA. La PEEP no superó el margen de error aceptado para el VM, en ninguna de las situaciones. El coeficiente de variación no superó el 1% en ninguna de las situaciones.

Para el Evita-2 de Dräger® (Tabla IV): en el VC hubo diferencias estadísticamente significativas, en todas las situaciones de compliancia y resistencia simuladas; la PEEP tuvo diferencias significativas en todas las situaciones, excepto en EPOC. Los márgenes de error del VM fueron excedidos para el VC en la situación de SDRA. La PEEP no superó el margen de error en ninguna de las situaciones. El coeficiente de variación más alto superó el 1% para la PEEP en SDRA y Asma, sin llegar al 2%.

TABLA III
Medias de los resultados del Veolar de Hamilton Medical®

	Margen error	Ventilador	Comprobador	Cv	Diferencia
Normal					
VC (ml)	± 25	762 (± 1,6)*+	708 (± 0,6)	0,7%	54
PEEP (mbar)	± 2	3 (± 0,005)*	2,3 (± 0,0004)	0,02%	0,7
EPOC					
VC (ml)	± 25	457 (± 1,8)*+	407 (± 1,8)	0,4%	50
PEEP (mbar)	± 2	10 (± 0,004)	10,1 (± 0,1)	0,9%	0,1
SDRA					
VC (ml)	± 25	378 (± 3,05)*+	336 (± 3,02)	0,9%	42
PEEP (mbar)	± 2	15 (± 0,004)*	15 (± 0,04)	0,2%	-
Asma					
VC (ml)	± 25	501 (± 4,1)*	507 (± 2,7)	0,5%	6
PEEP (mbar)	± 2	0*	0,4 (± 0,03)	0%	0,4

Cv.: Coeficiente de variación; EPOC: enfermedad pulmonar obstructiva crónica; SDRA: síndrome distrés respiratorio agudo; VC: Volumen Corriente.

*= p<0,05 respecto al comprobador.

+ = diferencias que exceden los márgenes de error aceptados.

TABLA IV
Medias de los resultados del Evita-2 de Dräger®

	Margen error	Ventilador	Comprobador	Cv	Diferencia
Normal					
VC (ml)	± 8%	776 (± 1,34)*	755 (± 2,07)	0,2%	21
PEEP (mbar)	± 2	2 (± 0,004)*	2,8 (± 0,02)	0,8%	0,8
EPOC					
VC (ml)	± 8%	452 (± 1,14)*	422 (± 0,9)	0,1%	30
PEEP (mbar)	± 2	10 (± 0,45)	10,1 (± 0,14)	1%	
SDRA					
VC (ml)	± 8%	411 (± 1,15)*+	378 (± 1,08)	0,4%	33
PEEP (mbar)	± 2	13,8 (± 0,4)*	14,5 (± 0,2)	1,7%	0,7
Asma					
VC (ml)	± 8%	500 (± 0,7)*	493 (± 3,3)	0,6%	7
PEEP (mbar)	± 2	1 (± 0)*	1,2 (± 0,08)	1,2%	0,2

Cv.: Coeficiente de variación; EPOC: enfermedad pulmonar obstructiva crónica; SDRA: síndrome distrés respiratorio agudo; VC: Volumen Corriente.

*= p<0,05 respecto al comprobador.

+ = diferencias que exceden los márgenes de error aceptados.

Para el Puritan Bennett® 7200 (Tabla V) el VC reflejó diferencias estadísticamente significativas en todas las situaciones de compliancia y resistencia. La PEEP mostró diferencias en todas las situaciones, menos en Normal. Los márgenes de error para este VM no fueron sobrepasados en ninguna situación para el VC. La PEEP tampoco superó el margen máximo en ninguna de las situaciones. El coeficiente de variación fue de 1,5% en SDRA para el VC.

Para el Servo 300 de Siemens® (Tabla VI): la diferencia en el VC, entre el VM y el comprobador, fue estadísticamente significativa en todas las situaciones de compliancia y resistencia simuladas. La PEEP no demostró diferencias tan solo en EPOC. Los márgenes de error del Servo 300, se excedieron en las mediciones de VC en las situaciones de EPOC y SDRA. Para la PEEP se superó el margen en las situaciones de Normal y Asma. El coeficiente de variación más elevado fue de 1,2% para el VC en EPOC.

Discusión

En este trabajo estudiamos el comportamiento de cuatro VM pertenecientes a cuatro generaciones tecnológicas diferentes. La limitación a estos cuatro modelos fue realizada con el fin de seleccionar de manera aleatoria aparatos que se empleen de forma habitual, y estudiar su fiabilidad en la práctica diaria. El hecho de que en mayor o menor medida todos los aparatos estudiados presenten diferencias respecto al comprobador, nos hace pensar que los hallazgos del estudio podrían ampliarse si hubiéramos estudiado otros VM. Respecto a la existencia de variaciones en el funcionamiento entre aparatos de un mismo modelo, y en relación con el hecho de estudiar un solo aparato de cada modelo de VM, el impacto de esas variaciones queda anulado al tenerse en cuenta los márgenes de error aceptados por los fabricantes para los diversos VM de un mismo modelo. Otras posibles limitaciones de nuestro estudio

TABLA V
Medias de los resultados del Puritan Bennett® 7200

	Margen error	Ventilador	Comprobador	Cv	Diferencia
Normal					
VC (ml)	± 20%	756 (± 5,4)*	711 (± 2,5)	0,3%	45
PEEP (mbar)	± 1%	3 (± 0,004)	3 (± 0,1)	0,1%	-
EPOC					
VC (ml)	± 20%	433 (± 4,47)*	422 (± 2,38)	0,5%	11
PEEP (mbar)	± 1%	9,9 (± 0,004)*	9,5 (± 0,05)	0,5%	-
SDRA					
VC (ml)	± 20%	394 (± 5,5)*	381 (± 2,7)	1,5%	13
PEEP (mbar)	± 1%	15 (± 0,004)*	14,4 (± 0,13)	0,9%	-
Asma					
VC (ml)	± 20%	510 (± 1,1)*	523 (± 0,04)	0,2%	13
PEEP (mbar)	± 1%	0*	0,4 (± 0,005)	0%	0,4

Cv.: Coeficiente de variación; EPOC: enfermedad pulmonar obstructiva crónica; SDRA: síndrome distrés respiratorio agudo; VC: Volumen Corriente.

*= p<0,05 respecto al comprobador.

TABLA VI
Medias de los resultados del Servo 300 Siemens®

	Margen error	Ventilador	Comprobador	Cv	Diferencia
Normal					
VC (ml)	± 5%	768 (± 4,8)*	738 (± 3,03)	0,4%	30
PEEP (mbar)	± 5%	3,8 (± 0,45)*+	3,3 (± 0,1)	1,4%	0,5
EPOC					
VC (ml)	± 5%	451 (± 8,3)*+	418 (± 5,3)	1,2%	33
PEEP (mbar)	± 5%	10 (± 0,004)	9,9 (± 0,003)	0,4%	-
SDRA					
VC (ml)	± 5%	395 (± 1,8)*+	372 (± 1,6)	0,5%	23
PEEP (mbar)	± 5%	15 (± 0,04)*	15,5 (± 0,007)	0,4%	0,5
Asma					
VC (ml)	± 5%	502 (± 0,7)*	493 (± 0,3)	1%	9
PEEP (mbar)	± 5%	1 (± 0,04)*+	0,5 (± 0,004)	0,3%	0,5

Cv.: Coeficiente de variación; EPOC: enfermedad pulmonar obstructiva crónica; SDRA: síndrome distrés respiratorio agudo; VC: Volumen Corriente.

*= p<0,05 respecto al comprobador.

+ = diferencias que exceden los márgenes de error aceptados.

harían referencia a las características del comprobador empleado, a las cifras de compliancia y resistencia utilizadas, a los parámetros con los que se programaron los VM en las distintas situaciones, y al hecho de no haber analizado más que el VC y la PEEP.

Se escogió el Bio-Tek® como equipo comprobador al ser el empleado habitualmente por nuestro Servicio de Electromedicina, estando por ello plenamente acostumbrados a su manejo; no se contabilizaron los márgenes de error aceptados para el propio comprobador al considerarse éstos muy pequeños (± 1% para PEEP y ± 3% para el VC)¹³. Las situaciones de compliancia y resistencia simuladas pueden considerarse como más extremas de las que encontramos generalmente en la práctica diaria. Este hecho implica una alta exigencia de fiabilidad a los distintos VM analizados, lo que daría más validez a nuestros resultados al conllevar unas duras condiciones experimentales. Además, debemos tener en cuenta que las cifras de compliancia y

resistencia del presente estudio son las recomendadas en el manual técnico del propio comprobador¹³.

Los parámetros con los que se programaron los VM son empleados generalmente en nuestro Servicio en la práctica habitual, lo que podría limitar la extrapolación de los mismos al emplearse en otras unidades cifras de VC y de PEEP diferentes. Tampoco debemos olvidar que el presente estudio fue realizado exclusivamente en la modalidad CMV/IPPV, sin que existiera ningún tipo de esfuerzo activo por parte del simulador; ello implicaría un paciente bien adaptado al respirador. Para finalizar, el habernos circunscrito exclusivamente al análisis del VC y de la PEEP sin haber estudiado ningún valor de presión, queda justificado porque tanto el VC como la PEEP son elementos que modifican las presiones del sistema respiratorio. Este hecho, unido a que la resistencia y la compliancia fueron invariables en cada una de las situaciones estudiadas, hace que el estudio de las presiones tenga un interés menor.

Existieron diferencias estadísticamente significativas en el VC entre los datos de monitorización de los VM y los del comprobador, en gran cantidad de mediciones. Tras calcular los márgenes de error aceptados para los VM, éstos solo se superaron en escasas situaciones. Estos resultados serían parecidos a los expuestos por Jaber et al.¹⁴ con VM de anestesia, quienes encuentran una alta fiabilidad en el análisis de 6 modelos de estos aparatos al enfrentarlos a distintas condiciones de compliancia y resistencia, analizando las variaciones existentes en los VC entregados. No obstante, retomando los resultados de nuestro trabajo, debemos advertir tanto que podemos encontrarnos con pequeñas variaciones en los VC entregados respecto a los programados, como que los distintos fabricantes podrían estar aceptando márgenes de error demasiado amplios, con el posible impacto clínico que ello podría conllevar.

Las diferencias que sobrepasaron los márgenes de error admitidos en los VC fueron patentes en las situaciones con menor compliancia y/o mayor resistencia. Tanto en el aparato más antiguo (el Veolar de Hamilton[®]), como en el más moderno (el Servo 300 de Siemens[®]) se comprobaron diferencias que sobrepasaron los márgenes de error aceptados para los VC, en las situaciones de Normal, EPOC y SDRA para el primero, y en EPOC y SDRA para el segundo. En el Evita-2 de Dräger[®] se apreciaron diferencias, en la situación de SDRA, y en el Puritan Bennett[®] no se superó el margen permitido en ninguna situación.

Pese a ello y en la práctica, las diferencias detectadas en nuestro trabajo referentes a los VC pueden tener una escasa repercusión en el manejo clínico, ya que es frecuente ajustar los parámetros de los respiradores según gasometrías seriadas extraídas a los pacientes. No obstante, es preciso incidir en que estas diferencias pueden ser importantes si no las tenemos en cuenta, por la escasa reserva funcional que poseen algunos enfermos, y la tendencia actual a emplear VC cada vez menores¹⁵. Sería interesante el realizar otros trabajos que analizaran el posible impacto clínico de estas diferencias en los VC.

En el estudio de la PEEP, si bien hubo diferencias estadísticamente significativas entre los valores programados y los obtenidos mediante el comprobador, dichas diferencias fueron cuantitativamente muy pequeñas y solo sobrepasaron los márgenes de error en el Servo 300 en algunas situaciones. En este sentido la posibilidad de que los parámetros con los que estaba programado este VM pudiera favorecer la presencia de una PEEP intrínseca en determinadas situaciones, podrían ser una justificación a este resultado.

En su conjunto, las diferencias que exceden los márgenes de error se refieren fundamentalmente a

los VC. Este hecho podría justificarse por diversos motivos. Uno de ellos podría ser las tubuladoras desechables empleadas, ya que si bien cumplen la normativa, sus características no son totalmente similares de los fabricantes de los VM. A ello podría unirse la ubicación de los sensores de los VM, al encontrarse éstos al inicio de las tubuladuras (incluso en el Veolar, ya que aunque la toma de los sensores se encuentre al final del circuito del respirador, el neumotacógrafo se localiza lejos de la citada toma), con lo que no se tendría en cuenta el volumen compresible de las tubuladuras. Otro punto a tener en cuenta es el mantenimiento de los VM, ya que si bien en nuestra Unidad todos son puntualmente revisados, tanto por las distintas casas comerciales, como por nuestro Servicio de Electromedicina, quizás sería deseable una revisión técnica con mayor frecuencia, apoyándonos para sugerir este punto en el gran empleo que hacemos de ellos. Tampoco debemos olvidar que los mandos de programación de parámetros son analógicos en parte de los VM, lo que implicaría cierto grado de inexactitud a la hora de programar los aparatos. Por último, no debemos descartar un cierto grado de error en los propios VM en determinadas situaciones^{16,17}.

En vista de nuestros resultados quizás sería importante rebajar los márgenes de error aceptados para los VM. En este sentido, observamos cómo las diferencias existentes entre los datos de los VM y el comprobador, pese a entrar en muchas de las condiciones de compliancia y resistencia aplicadas dentro de esos márgenes de error, pueden no ser insignificantes. Además, hoy en día se tiende a emplear bajos VC, con lo que el posible impacto clínico de unos márgenes de error quizás demasiado amplios debería ser investigado.

Respecto a la fiabilidad de los distintos aparatos analizados para mantener unos parámetros constantes en el tiempo, apuntar que los resultados del análisis coeficiente de variación indican que los VM tienen una buena capacidad para realizar su función de manera constante. Además, este hecho indicaría que los resultados de nuestro trabajo no serían fruto de un mal funcionamiento puntual de alguno de los VM estudiados.

El empleo de los VM estudiados es seguro si tenemos en cuenta la posibilidad de que existan VC ligeramente inferiores a los programados, aunque el impacto clínico de estas diferencias mínimas debería ser dilucidado. También sería interesante estudiar modalidades de respiración espontánea, ya que nuestro estudio tan solo simula las condiciones "pasivas" propias de un paciente que no realiza esfuerzos inspiratorios.

BIBLIOGRAFÍA

1. Morgensten U, Kaiser S. Modeling and simulation of ventilation mechanics: possibilities and limitations. *Biomed Tech (Berl)* 1990; 35 (Suppl 3):192-193.
2. Depeursinge C. Evaluation of the respiratory function in intensive care: prospects and hopes in medical instrumentation. *Biomed Tech (Berl)* 1983; 28: 176-81.
3. Belda FJ, Company R, Llorens J, Barberá M, Juliá V. Estandarización de respiradores en España. Estandar UNE 110.005. Resumen y comentarios. *Rev Esp Anesthesiol Reanim* 1987; 34: 141-146.
4. Intensive Care Ventilators. *Health Devices* 1998; 27: 308-312.
5. Minimum requirements for ventilator testing. *Health Devices* 1998; 27: 363-364.
6. Portable volume ventilators. *Health Devices* 1988; 17: 107-131.
7. Tubos respiratorios destinados a ser utilizados con aparatos de anestesia y respiradores. UNE-EN 12342.1999.
8. Respiradores pulmonares. Parte 1: requisitos particulares aplicables a respiradores para cuidados intensivos. UNE-EN 794-1.1997.
9. Veolar. Ventilación en cuidados intensivos... Completo, versátil, seguro. Hamilton Medical. 1991.
10. Evita-2 System Folder. Instructions for Use Evita 2 and Optional Components. Software 2.n. Drägerwerk AG. 3rd edition. 1996.
11. Nellcor Puritan Bennett 7200 series ventilatory system. Service Manual. 1995.
12. Servo Ventilator 300. Manual de instrucciones. Siemens-Elema AB. 1994.
13. Jaber S, Langlais N, Fumagalli B, Cornec S, Beydon L, Brochard L. Performance studies of 6 new anesthesia ventilators: bench test. *Ann Fran Anesthes Reanimation* 2000; 19: 16-22.
14. Ventilator Testers. Model VT-1B & VT-2. Operators manual. Bio-tek instruments, Inc.
15. Laffey JG, Kavanagh BP, Ney L, Kuebler WM, Oba Y, Salzman GA, et al. Ventilation with lower tidal volumes as compared with traditional tidal volumes for acute lung injury and the acute respiratory distress syndrome. *N Engl J Med* 2000; 4: 1301-1308.
16. Hess D. Filters and anesthesia breathing circuits: can we cut costs without harm? *J Clin Anesth* 1999; 11: 531-533.
17. Disposable adult breathing circuits for use with Critical Care ventilators. *Health Devices* 1994; 23: 104-130.