

PERFIL DE EFICIENCIA DE RESPIRADORES DOMICILIARIOS BAJO DISTINTAS CONDICIONES DE OBSTRUCCION DE VIAS AEREAS

Dr. Mario Nicolás Albani Pérez¹ / Dra. Laura Anoro Abenoza² / Dr. Joaquín Costán Galicia³

¹ Servicio de Neumología. Hospital Obispo Polanco. Teruel

² Servicio de Neumología. Hospital General de la Defensa de Zaragoza. Zaragoza

³ Servicio de Neumología. Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. Zaragoza

RESUMEN

Introducción: La adaptación a la ventilación mecánica no invasiva (VMNI) debe realizarse en el medio hospitalario. Cuando existe indicación de continuar este tratamiento en el domicilio, en ocasiones se sustituye el modelo del dispositivo que ha servido para la adaptación, ya que sólo se exigen una serie de parámetros en su instalación. Se desconocen las variaciones entre las distintas marcas comerciales y su repercusión sobre la mecánica ventilatoria del paciente en el domicilio. El objetivo fue demostrar si existen diferencias en los volúmenes aportados y en la FiO₂ entre los distintos modelos de equipos domiciliarios de VMNI bajo diferentes condiciones de obstrucción de la vía aérea.

Método: Se realizó un estudio cuasi-experimental, en el que se valoraron 6 diferentes equipos. Cada uno fue evaluado y conectado a un pulmón artificial con ajuste a dos grados de resistencia (20 y 50 cmH₂O/L/s), bajo una compliance fija (50 ml/cmH₂O). Todos los respiradores se configuraron igual, se empleó un circuito único y una fuga fija. Los valores evaluados y testados fueron: IPAP, EPAP, Fr, Vt y Vm. La FiO₂ se cualificó en dos puntos del circuito.

Resultados: Cuando se incrementó el nivel de obstrucción, los volúmenes de ventilación disminuyeron. Los volúmenes obtenidos en pantalla de los respiradores estaban por debajo de los testados en la mayoría de los equipos. Al incrementar la obstrucción, se observaron cambios significativos entre las FiO₂.

Conclusiones: Tras la adaptación a la VMNI hospitalaria, se recomienda mantener el mismo equipo en el domicilio para garantizar un adecuado soporte ventilatorio.

PALABRAS CLAVE

Ventilación Mecánica No Invasiva; cuidados respiratorios domiciliarios; obstrucción al flujo aéreo.

EFFICIENCY PROFILE OF HOME NON-INVASIVE VENTILATORY DEVICES UNDER DIFFERENT OBSTRUCTIVE AIRWAY CONDITIONS

Introduction: Noninvasive mechanical ventilation (NIV) adaptation should be performed in hospitalization. When there is an indication to continue this treatment at home, sometimes the model of the device that has served for adaptation is replaced, because only some ventilatory parameters are required for the installation. The variations between different models and their impact on patients ventilatory mechanics in home ventilation are unknown. The aim was to demonstrate whether there are distinctions in volumes and FiO₂ between different NIV devices under different conditions of airway obstruction.

AGRADECIMIENTOS

José Cuén Mermejo. Servicio de electrofisiología. Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa, Zaragoza.

Dr. Raúl Pérez, Sr. Salvador Jornet, Empresa Esteve-Teijin Healthcare Zaragoza.

Methods: A quasi-experimental study was performed, in which 6 models of ventilators were assessed and connected to an artificial lung with two degrees of resistance (20 and 50 cmH₂O/L/s) under a fixed compliance (50 ml/cmH₂O). All respirators were similarly configured. A single circuit and a controlled leak was used. The parameters evaluated and tested were: IPAP, EPAP, Rr, Tv and Mv. The FiO₂ was measured in two points of the circuit.

Results: When the level of obstruction increased, the volumes tended to decrease in all ventilators. The volumes shown in the screen of all respirators were lower than the tested in almost all the devices. By increasing the obstruction, significant changes in FiO₂ were observed.

Conclusions: The overall perception of the relatives of deceased patients about the quality of health-care during the last days of life was good. We detected the following areas of improvement: 1) Attention to emotional, psychological and spiritual needs of the family; 2) Information about the prognosis of the disease and about the process; 3) Communication skills of sanitary professionals.

KEYWORDS

Non-invasive mechanical ventilation; home respiratory care; airway obstruction.

INTRODUCCIÓN

La ventilación mecánica no invasiva (VMNI) es reconocida como un tratamiento aplicable a nivel domiciliario en pacientes con obstrucción crónica de la vía aérea y fracaso respiratorio crónico^{1,2}. Recientes estudios han demostrado que en pacientes con obstrucción crónica la VMNI reduce las necesidades de hospitalización, mejora el intercambio gaseoso y la esperanza de vida en la insuficiencia respiratoria crónica³⁻⁵.

Al escoger un tipo específico de ventilador domiciliario, se recomienda que se indique aquel equipo con el que el paciente se encuentre adaptado y perciba un mejor confort, además de proporcionar un volumen minuto adecuado, mejorar el intercambio gaseoso y disminuir el trabajo respiratorio. De igual forma, se debe tener un conocimiento básico de sus especificaciones y comprender racionalmente sus implicaciones funcionales⁶.

La adaptación intrahospitalaria a la VMNI domiciliaria permite que el paciente se familiarice con la terapia a la vez que se comprueba la interrelación paciente-ventilador.² Cuando existe indicación de continuar este tratamiento en el domicilio, en ocasiones se sustituye el modelo del dispositivo que ha servido para la adaptación, ya que sólo se exigen una serie de parámetros en su instalación.

En nuestro medio contamos con varios proveedores de equipos de ventilación para el domicilio con características similares en estructura y funcionamiento (pequeño tamaño, ajuste sencili-

llo de parámetros, fácil manejo, etc.). Las diferencias entre estos no están claramente detalladas lo cual puede dificultar la elección del dispositivo más idóneo para cada paciente. Estudios recientemente publicados indican que las variaciones técnicas entre las distintas marcas comerciales son un aspecto más a tener en cuenta para garantizar la eficiencia de la terapia ventilatoria domiciliaria⁷.

Existe controversia a la hora de determinar los parámetros más adecuados para cubrir las necesidades de los pacientes cuando se encuentran en un entorno domiciliario.⁸ Los ventiladores empleados en la actualidad son controlados por algoritmos complejos con monitorización integrada, permitiendo un soporte ventilatorio individualizado. Desde el punto de vista práctico, las variaciones en la obstrucción de la vía aérea podría ocasionar una efectividad clínica variable⁹⁻¹¹.

Para comparar el funcionamiento de los dispositivos de VMNI domiciliarios sería ideal comprobar su efecto por separado, de forma individualizada y bajo un sustrato común. Con el uso de un pulmón simulado, se pueden evidenciar de forma más clara las diferencias de actuación entre los distintos ventiladores¹².

Cuando se realiza el cambio de un dispositivo de VMNI de uso hospitalario a otro domiciliario, puede existir un comportamiento diferente a pesar de haber pautado los mismos parámetros; esto podría producir una ventilación ineficaz y resultar en un fallo terapéutico. Por estas razones,

es importante analizar las posibles diferencias de eficiencia entre distintos modelos de equipos de VMNI domiciliaria empleados en la práctica clínica habitual.

Los objetivos del estudio fueron determinar las diferencias entre los volúmenes aportados por los distintos equipos domiciliarios de VMNI, así como comparar los niveles de FiO₂ alcanzados bajo condiciones variables de obstrucción de la vía aérea.

MÉTODOS

Se ha realizado un estudio prospectivo, cuasi-experimental, en el que se valoraron seis equipos empleados en VMNI domiciliaria actual. La investigación se realizó en el servicio de Neumología del Hospital Clínico Universitario “Lozano Blesa” de Zaragoza, entre mayo y noviembre de 2017.

Los dispositivos de uso domiciliario evaluados fueron: BiPAP AVAPS (*Respironics*), BiPAP Harmony S/T (*Respironics*), BiPAP Synchrony S/T (*Respironics*), iSleep 25 (*Breas*), VPAP ST III (*ResMed*) y Good Knight 460 (*Puritan Bennet*).

Se empleó como testador el equipo Fluke VT PLUS HF Gas Flow Analyzer, Biomedical, asociado a un pulmón artificial con ajuste a dos grados de resistencia a la vía aérea (Rva) de 20 y 50 cmH₂O/L/s, y una compliance fija de 50 ml/cmH₂O.

Todos los respiradores analizados se programaron de la misma manera. Se estableció un

modo ventilatorio predeterminado de los dispositivos binivel en asistido/controlado (S/T); presión positiva inspiratoria en la vía aérea (IPAP): 15 cmH₂O, Presión positiva espiratoria (EPAP): 5 cmH₂O, Frecuencia respiratoria de respaldo (FrR): 14 rpm, Tiempo inspiratorio (Ti): 1,2 s, Tiempo de rampa o Rise Time (Rt): 2. Aquellos equipos con ciclado espiratorio ajustable se dejaron en automático. Se empleó un circuito único (a excepción del equipo Good knight 460, el cual está provisto de una tubuladura propia), y una fuga controlada fija en todos los análisis.

Los parámetros evaluados en los equipos fueron: IPAP, EPAP, Frecuencia respiratoria (Fr), y otros valores monitorizados por el propio equipo en los que pudiese obtener los datos en su pantalla al momento de ser analizados (AVAPS, VPAP ST, isleep 25, Good Knight 460): volumen tidal (Vt) y volumen minuto (Vm). Los valores testados por el analizador Fluke VT PLUS HF Gas Flow fueron: IPAP, EPAP, frecuencia respiratoria, volumen tidal y volumen minuto.

La FiO₂ se cuantificó a través de una célula intrínseca contenida en el equipo Fluke VT PLUS HF Gas Flow Analyzer. Se administró el oxígeno en dos sitios distintos de la tubuladura: en el extremo proximal (próximo al dispositivo binivel analizado) y distal (próximo al testador), con la finalidad de establecer comparaciones de la Fracción inspirada de oxígeno (FiO₂) aportadas acuerdo al sitio de administración (Fig. 1).

La medición de los valores de FiO₂ se realizó cuando el sistema se mantuvo estabilizado y a la vez que los parámetros ventilatorios antes

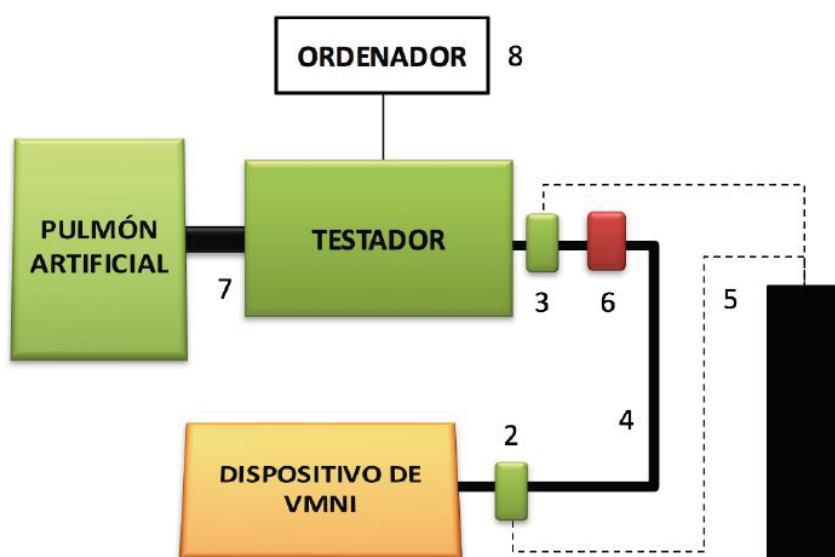


Fig. 1. Esquema del modelo experimental empleado en la investigación.

EQUIPO	Valores Aportados por el Equipo					Valores Testados					Valores Diferenciales	
	IPAP (cmH2O)	EPAP (cmH2O)	Fr (rpm)	Vt (ml)	Vm (l)	IPAP (cmH2O)	EPAP (cmH2O)	Fr (rpm)	Vt (ml)	Vm (l)	Dif Vt (ml) (VtT-VtE)	Dif Vm (L) (VmT-VmE)
AVAPS	14,9	4,9	14,0	414,0	5,796	14,8	4,9	14,0	421,4	5,893	7,4	0,097
Harmony S/T	-	-	-	-	-	16,5	5,3	17,0	521,1	8,857	-	-
Synchrony S/T	14,9	5,0	14,0	-	-	14,7	4,6	14,1	443,9	6,237	-	-
iSleep 25	15,0	5,0	14,0	420,0	5,880	15,2	4,9	14,2	508,9	7,323	88,9	1,443
VPAP ST III	15,0	5,0	14,0	488,0	6,832	14,7	4,8	14,0	517,1	7,457	29,1	0,625
Good Knight	15,0	5,0	-	-	5,796	14,3	4,3	14,1	385,2	5,547	-	-0,249

Tabla 1. Valores aportados y testados en los equipos domiciliarios con Rva de 20 cmH2O/l/s y compliance media fija de 50 ml/cmH2O.

Leyenda: Rva: Resistencia a la vía aérea; IPAP: presión positiva inspiratoria en la vía aérea; EPAP: Presión positiva espiratoria; Fr: Frecuencia respiratoria de respaldo; Vt: Volumen corriente; Vm: Volumen minuto. Dif. VtT-VtE: diferencial absoluto del volumen corriente del testador – equipo. Dif. VmT-VmE: diferencial absoluto del volumen minuto del testador – equipo.

Fuente: Datos propios.

EQUIPO	Valores Aportados por el Equipo					Valores Testados					Valores Diferenciales	
	IPAP (cmH2O)	EPAP (cmH2O)	Fr (rpm)	Vt (ml)	Vm (l)	IPAP (cmH2O)	EPAP (cmH2O)	Fr (rpm)	Vt (ml)	Vm (l)	Dif Vt (ml) (VtT-VtE)	Dif Vm (L) (VmT-VmE)
AVAPS	14,9	4,9	14,0	226,0	3,164	14,8	4,9	14,0	240,0	3,364	14	0,2
Harmony S/T	-	-	-	-	-	16,8	5,6	18,5	282,2	5,209	-	-
Synchrony S/T	15,0	5,0	14,0	-	-	14,6	4,7	14,0	251,5	3,525	-	-
iSleep 25	15,0	5,0	14,0	230,0	3,220	15,1	4,9	14,0	288,9	4,352	58,9	1,132
VPAP ST III	15,0	5,0	14,0	320,0	4,480	14,6	4,8	14,1	331,5	4,780	11,5	0,3
Good Knight	15,0	5,0	-	-	3,164	14,7	4,6	14,0	199,0	2,825	-	-0,339

Tabla 2. Valores aportados y testados en los equipos domiciliarios con Rva de 50 cmH2O/l/s y compliance media fija de 50 ml/cmH2O.

Leyenda: Rva: Resistencia a la vía aérea; IPAP: presión positiva inspiratoria en la vía aérea (cmH2O); EPAP: Presión positiva espiratoria (cmH2O); Fr: Frecuencia respiratoria de respaldo (rpm); Vt: Volumen corriente (ml); Vm: Volumen minuto (l). Dif. VtT-VtE: diferencial absoluto del volumen corriente del testador – equipo (ml). Dif. VmT-VmE: diferencial absoluto del volumen minuto del testador – equipo (l).

Fuente: Datos propios.

mencionados. El oxígeno se obtuvo de una fuente con sello de garantía que contenía oxígeno seco.

El análisis de cada ventilador domiciliario se obtuvo a través de un informe automatizado que registraba los datos en tiempo real. Se realizaron mediciones repetidas (3 mediciones sucesivas) de la respuesta de cada uno de los ventiladores tras someterlos a las distintas condiciones de obstrucción, para comprobar la veracidad de los resultados. El análisis de los datos recogidos se efectuó mediante el programa estadístico SPSS versión 22.0.

RESULTADOS

Al evaluar el comportamiento de los respiradores domiciliarios en el grupo de obstrucción al flujo aéreo de 20 cmH2O/l/s, se obtuvieron las siguientes medias en los valores testados: IPAP: 15.03 cmH2O; EPAP: 4.80 cmH2O; Fr: 14.57 rpm; Vt: 466.27 l; Vm: 6.89 l; mientras que para el grupo con Rva: 50 cmH2O/l/s, se obtuvieron los siguientes datos: IPAP: 15.10 cmH2O; EPAP: 4.92 cmH2O; Fr: 14.77 rpm; Vt: 265.52 l; Vm: 4.01 l.

Se observó que al aumentar la resistencia de la vía aérea artificial (de 20 a 50 cmH2O/L/s), los volúmenes de ventilación disminuyeron.

EQUIPO	FiO2 (%)					
	O:20 ; C:50			O:50 ; C:50		
	p=NS			p <0.02		
	D	P	(D-P)	D	P	(D-P)
AVAPS	38,6	31,6	7.0	43,6	29,7	13.9
Harmony S/T	33,9	28,7	5.2	37,9	30,7	7.2
Synchrony S/T	33,6	29,7	3.9	43,2	30,7	12.5
iSleep 25	32,1	39,0	-6.9	37,0	35,0	2.0
VPAP ST III	36,8	36,6	0.2	41,7	36,5	5.2
Good Knight	39,8	38,5	1.3	51,1	34,5	16.6

Tabla 3. FiO2 aportada de acuerdo a dos grados de obstrucción de la vía aérea y al sitio de administración de oxígeno.

Oxígeno aplicado: flujo a 2 l/min.

Leyenda:FiO2: Fracción inspirada de oxígeno (%). Sitios de colocación de oxígeno: D (Distal al equipo); P (proximal al equipo); O: obstrucción; C: Compliance. D-P: diferencial de FiO2 entre D y P.

Fuente: Datos propios.

Los volúmenes de ventilación mostrados en pantalla por los respiradores capaces de hacerlo, estaban por debajo de los testados en la mayoría de los equipos (AVAPS, iSleep 25, VPAP ST III), al someterse a ambos grados de obstrucción de la vía aérea (20 y 50 cmH2O/L/s). La diferencia entre los valores testados y los informados en la pantalla del ventilador se muestran en las Tablas 1 y 2.

De los dispositivos evaluados, el que presentó mayor similitud entre valores informados en pantalla y testados bajo diferentes condiciones de obstrucción, fue el equipo AVAPS (*Respironics*).

Al evaluar el dispositivo iSleep 25 (*Breas*), los volúmenes alcanzados fueron menores que los aportados por los otros cinco equipos analizados (Tablas 1 y 2) (Como particularidad, reseñar que es el único equipo con trigger espiratorio automático).

En el test del ventilador Harmony S/T (*Respironics*), a diferencia de los demás dispositivos, las presiones y frecuencias respiratorias obtenidas fueron superiores a las fijadas. Esto podría deberse a que es un equipo de configuración manual, lo cual puede alterar la exactitud de los valores programados.

Con respecto a la FiO2, se observó que al incrementar la resistencia a la vía aérea se incrementaron los valores testados. Las diferencias de la FiO2 de acuerdo a la condición obstructiva y al sitio de colocación de la fuente de oxígeno se

resumen en la Tabla 3.

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas al comparar la FiO2 obtenida en el extremo distal respecto del proximal de la tubuladura al asociar un grado de obstrucción de 50 cmH2O/L/s (p=0.02). Estos hallazgos no fueron objetivados cuando la presión establecida era de 20 cmH2O/L/s.

DISCUSIÓN

El trabajo de investigación presentado se basó en un modelo simulado de dos niveles de obstrucción de la vía aérea con una compliance fija, para valorar el comportamiento individual de seis dispositivos de VMNI de uso domiciliario habitualmente usados en nuestro medio.

Desde el punto de vista clínico, se ha demostrado que pueden existir cambios de la vía aérea que a nivel domiciliario pueden estar determinados por la enfermedad de base del paciente (retenciones de fluidos, variabilidad en el grado de obstrucción, etc.) o alteraciones del ritmo circadiano que afecten la mecánica respiratoria nocturna y a la resistencia de la vía aérea.⁹ A pesar de que las investigaciones experimentales en relación a la eficiencia de los dispositivos domiciliarios no se ajustan completamente a la realidad de la práctica clínica, estas permiten demostrar la existencia de diferencias de actuación entre ellos^{13,14}.

La efectividad de los ventiladores domici-

liarios evaluada desde un punto de vista experimental no ha sido ampliamente estudiada en nuestro medio. Estudios previos empleando un modelo artificial, han demostrado que los dispositivos de ventilación controlados por presión entregan un menor flujo y volumen al incrementar la resistencia de la vía aérea¹⁵. Estos resultados son concordantes con los obtenidos en nuestra investigación, en donde se obtuvo una disminución del volumen corriente y minuto que fue proporcional al incremento de las resistencias, sumado a que la programación de los equipos fue a una presión fija. Además, se puede afirmar que los equipos analizados diferían en eficiencia de acuerdo a las casas comerciales, entregando volúmenes distintos al ser sometidos a una misma condición artificial de vía aérea.

En el estudio realizado por Smith y Shneerson, se compararon cuatro dispositivos binivel concluyendo que las distintas marcas de ventiladores tenían una actuación distinta cuando experimentalmente se establecían cambios en los parámetros ventilatorios y las fugas, por lo que es importante conocer el funcionamiento de los ventiladores cuando estos se someten a variaciones en su programación¹⁶.

En ocasiones, los individuos que reciben VMNI y presentan pobres resultados clínicos, tienden a mejorar cuando el ventilador es sustituido por otro. El motivo de esto no es bien conocido, pero puede deberse a diferencias intrínsecas de los dispositivos¹⁷. En ocasiones se prescriben modelos binivel distintos a los empleados en la adaptación hospitalaria. Este tipo de actuación conlleva riesgos de desadaptación del paciente en el domicilio, así como de un posible tratamiento inadecuado, ya que cada equipo actúa de una forma distinta a pesar de tener la misma configuración de parámetros¹⁴.

En el estudio realizado por Chen y colaboradores, se empleó un simulador de pulmón con una resistencia a la vía aérea de 20 cmH₂O/L/s, correspondiente a un paciente EPOC moderado a severo, y se evaluaron siete dispositivos domiciliarios comúnmente usados en China, demostrando que casi todos tuvieron una buena actuación y sincronización¹⁸. Estos resultados difieren probablemente de los nuestros por el hecho de haber empleado modelos de ventiladores diferentes. Por otra parte, otros estudios experimentales re-

cientos han demostrado la gran variabilidad de actuación en los ventiladores comúnmente comercializados y sus tendencias a infraestimar en un 25-30% los volúmenes aportados, sobre todo si se programa bajo un sustrato común de obstrucción de la vía aérea, se incrementan las fugas y aumenta la presión de soporte^{19,20,21}.

Por otra parte, las nuevas tecnologías permiten una evaluación más estricta de la eficiencia de los ventiladores. En el estudio de Stagnara y cols. se valoró el volumen corriente aportado por 3 dispositivos distintos, comparando los resultados obtenidos por un testador (modelo pulmonar) con los datos registrados en el software del propio ventilador. Se concluyó que hubo discrepancias en los resultados, con una infraestimación del volumen corriente a expensas del registro intrínseco de los dispositivos evaluados²².

El oxígeno suplementario recibido por el paciente en la VMNI domiciliaria está influenciado por diversas situaciones que ocurren en la interacción paciente-ventilador²³. Goutorne señala que la ventilación domiciliaria no está bien supervisada y que las fugas en el sistema pueden afectar la FiO₂ con variaciones de la misma de hasta un 30%²⁴.

No se cuenta con referencias bibliográficas que demuestren cómo el nivel de obstrucción de la vía aérea influye sobre la FiO₂. Por este motivo, los datos de nuestro estudio son valiosos a la hora de tener en cuenta la variabilidad que puede experimentar la FiO₂ cuando se modifica el grado de obstrucción de la vía aérea.

En un estudio experimental publicado por Thys y colaboradores, se concluye que al emplear oxígeno suplementario, la FiO₂ depende de tres factores primordiales: el sitio de colocación de oxígeno en el circuito, el nivel de IPAP y el flujo de oxígeno aportado. De igual forma, se señala que pueden existir diferencias en sus resultados entre distintos modelos de ventiladores²⁵. Estos aspectos se relacionan con los resultados obtenidos en nuestro estudio donde se evidenciaron variaciones de la FiO₂. Estos cambios en los valores obtenidos pueden ser dependientes de la resistencia de la vía aérea, de los parámetros ventilatorios, e incluso del modelo del dispositivo de ventilación.

En cuanto a la determinación de la FiO₂ en

diferentes puntos del circuito, Schwartz y colaboradores objetivaron diferencias entre las distintas localizaciones de administración de oxígeno, que coinciden con las obtenidas en nuestro estudio. No obstante, tanto este estudio como el nuestro no han sido diseñados para predecir la FiO₂ específica recibida por el paciente en la práctica clínica real, sino para obtener una aproximación ante las variabilidades previamente expuestas²³.

En conclusión, es relevante seleccionar el dispositivo de ventilación más adecuado para el paciente, y valorar su eficacia llevando a cabo una adaptación preferiblemente intrahospitalaria.

La selección del tipo de ventilador domiciliario es un aspecto clave para mejorar el rendimiento terapéutico y la calidad de vida en pacientes que lo precisen. Es de suma importancia valorar que el cambio de dispositivo hospitalario a domiciliario puede determinar un comportamiento diferente a pesar de haber fijado los mismos parámetros ventilatorios.

Sería recomendable que el equipo empleado en la adaptación hospitalaria coincida con el indicado en el domicilio. Probablemente, este aspecto logístico pueda prevenir consecuencias derivadas de una ventilación ineficiente.

El modelo de nuestro estudio representa dos condiciones básicas estáticas que no se relacionan con la realidad de una interacción paciente-ventilador, lo que supone una limitación. Por este motivo, serían necesarias nuevas investigaciones que valoren las diferencias entre los distintos dispositivos domiciliarios cuando los empleados en la adaptación intrahospitalaria son distintos. Por otra parte, sería adecuado comparar la validez externa de esta investigación con otro dispositivo testador, así como ampliar el rango a otros dispositivos comercializados y someterlos a otras condiciones de la vía aérea, para ahondar más en las diferencias intrínsecas de cada modelo de ventilador.

BIBLIOGRAFÍA

1. Mansell SK, Cutts S, Hackney I, et al. Using domiciliary non-invasive ventilator data downloads to inform clinical decision-making to optimise ventilation delivery and patient compliance. *BMJ Open Respir Res.* 2018;5(1):e000238. doi:10.1136/bmjresp-2017-000238
2. Muir JF, Ambrosino N SA. Muir JF, Ambrosino N. *Eur Respir Monogr.* 2001;16(6).
3. Storre JH, Callegari J, Magnet FS, et al. Home noninvasive ventilatory support for patients with chronic obstructive pulmonary disease: patient selection and perspectives. *Int J Chron Obstruct Pulmon Dis.* 2018;Volume 13:753-760. doi:10.2147/COPD.S154718
4. Lewarski JS. Current issues in home mechanical ventilation. *CHEST J.* 2007;132(2):671. doi:10.1378/chest.07-0558
5. Windisch W. Impact of home mechanical ventilation on health-related quality of life. *Eur Respir J.* 2008;32:1328-1336. doi:10.1183/09031936.00066407
6. Gregoretti C, Navalesi P, Ghannadian S, Carlucci A, Pelosi P. Choosing a ventilator for home mechanical ventilation. *Breathe.* 2013;9(5):394-409. doi:10.1183/20734735.042312
7. Chiner E, Barreiro E, Lucas P De. ~ SEPAR 2014 del paciente crónico y las terapias respiratorias A no domiciliarias . Puntos para la reflexión SEPAR Year of the Chronic Patient and Domiciliary Respiratory Care . *Points for Reflection.* 2015;50(5):159-160.
8. Luján M, Pomares X. Ventilación mecánica no invasiva. Reflexiones sobre la monitorización a domicilio. *Arch Bronconeumol.* 2014;50(3):85-86. doi:10.1016/j.arbres.2013.11.021
9. Elliott MW. Non-invasive ventilation during sleep: time to define new tools in the systematic evaluation of the technique. *Thorax.* 2011;66(1):82-84. doi:10.1136/thx.2010.142117
10. Oto J, Chenelle CT, Marchese a D, Kacmarek RM. A comparison of leak compensation in acute care ventilators during noninvasive and invasive ventilation: A lung model study. *Respir Care.* 2013;58(12):2027-2037. doi:http://dx.doi.org/10.4187/respcare.02466

11. Farré R, Navajas D, Prats E, et al. Performance of mechanical ventilators at the patient's home: a multicentre quality control study. *Thorax*. 2006;61(5):400-404. doi:10.1136/thx.2005.052647
12. Highcock MP, Shneerson JM, Smith IE. Functional differences in bi-level pressure preset ventilators. *Eur Respir J Off J Eur Soc Clin Respir Physiol*. 2001;17(2):268-273. doi:10.1183/09031936.01.17202680
13. Highcock MP, Morrish E, Jamieson S, Shneerson JM, Smith IE. An overnight comparison of two ventilators used in the treatment of chronic respiratory failure. *Eur Respir J*. 2002;20(4):942-945. doi:10.1183/09031936.02.00299402
14. Vitacca M, Barbano L, D'Anna S, Porta R, Bianchi L, Ambrosino N. Comparison of five bilevel pressure ventilators in patients with chronic ventilatory failure: A physiologic study. *Chest*. 2002;122:2105-2114. doi:10.1378/chest.122.6.2105
15. Mehta S, McCool FD, Hill NS. Leak compensation in positive pressure ventilators: A lung model study. *Eur Respir J*. 2001;17(2):259-267. doi:10.1183/09031936.01.17202590
16. Smith IE, Shneerson JM. A laboratory comparison of four positive pressure ventilators used in the home. *Eur Respir J*. 1996;9(11):2410-2415. doi:10.1183/09031936.96.09112410
17. Smith IE, Shneerson JM. Secondary failure of nasal intermittent positive pressure ventilation using the Monnal D : effects of changing ventilator. 1997:89-91.
18. Zhou X. Performance Characteristics of Seven Bilevel Mechanical Ventilators in Pressure-Support Mode with Different Cycling Criteria: A Comparative Bench Study. *Med Sci Monit*. 2015;21:310-317. doi:10.12659/MSM.892080
19. Contal O. Monitoring of Noninvasive Ventilation by Built-in Software of Home Bilevel Ventilators. *CHEST J*. 2012;141(2):469. doi:10.1378/chest.11-0485
20. Lujan M, Sogo A, Pomares X, Monso E, Sales B, Blanch L. Effect of Leak and Breathing Pattern on the Accuracy of Tidal Volume Estimation by Commercial Home Ventilators: A Bench Study. *Respir Care*. 2013;58(5):770-777. doi:10.4187/respcare.02010
21. Luján M, Sogo A, Monsó E. Software de monitorización de ventilación mecánica domiciliaria: ¿medir más o medir mejor? *Arch Bronconeumol*. 2012;48(5):170-178. doi:10.1016/j.arbres.2011.10.010
22. Stagnara A, Baboi L, Nesme P, Subtil F, Louis B, Guérin C. Reliability of Tidal Volume in Average Volume Assured Pressure Support Mode. *Respir Care*. 2018;63(9):1139. doi:10.4187/respcare.05917
23. Schwartz AR, Kacmarek RM, Hess DR. Factors affecting oxygen delivery with bi-level positive airway pressure. *Respir Care*. 2004;49(3):270-275.
24. Goutorbe P, Daranda E, Asencio Y, et al. Leaks can dramatically decrease FiO2 on home ventilators: a bench study. *BMC Res Notes*. 2013;6(1):282. doi:10.1186/1756-0500-6-282
25. Thys F, Liistro G, Dozin O, Marion E, Rodenstein DO. Determinants of Fi,O2 with oxygen supplementation during noninvasive two-level positive pressure ventilation. *Eur Respir J*. 2002;19:653-657. doi:10.1183/09031936.02.00263102