

Diseño de un simulador de pulmón para el aprendizaje de la mecánica pulmonar en ventilación mecánica

Sarah Heili-Frades, Germán Peces-Barba y María Jesús Rodríguez-Nieto

Servicio de Neumología. Fundación Jiménez Díaz-CAPIO. Madrid. España.

Desde la última década la ventilación no invasiva se ha incorporado al tratamiento de la insuficiencia respiratoria en los servicios de neumología, y actualmente forma parte del plan de formación de esta especialidad. Médicos y enfermeras deben conocer los equipos con los que trabajan y entender la interacción que se produce entre el paciente y el ventilador en términos de mecánica respiratoria y de adaptación y sincronización. Presentamos un modelo de simulador de pulmón de fácil montaje, reproducible e interactivo, que permite alcanzar estos objetivos. Basado en un sistema de *bag-in-box*, este modelo permite aprender de forma sencilla y gráfica la mayoría de los conceptos de la mecánica respiratoria en ventilación mecánica, pues reproduce patrones de restricción, obstrucción o presencia de fugas. Puede comprobarse cómo actúa cada parámetro del ventilador y la respuesta mecánica que genera, y permite simular numerosas asincronías, así como el modo correspondiente de corregirlas.

Palabras clave: Ventilación no invasiva. Simulador de pulmón. Interacción paciente-ventilador. Asincronías. Fugas.

Introducción

La ventilación mecánica no invasiva (VNI) consiste en la aplicación de presión positiva a la vía aérea con el fin de aumentar la ventilación alveolar sin necesidad de intubar al paciente. La conexión habitual entre el paciente y el ventilador es una mascarilla facial o nasal, por lo que se evitan las complicaciones inherentes a la intubación endotraqueal o traqueotomía. Sin embargo, con ella se producen las fugas y, secundariamente, las asincronías, causa de fracaso de esta técnica¹. Desde hace una década² la VNI se ha incorporado al tratamiento de la insuficiencia respiratoria en las unidades de cuidados intensivos, áreas de urgencias, salas de neumología y domicilio³⁻⁵. En el aprendizaje de esta técnica, el neumólogo, en formación muchas veces, se enfrenta al paciente y al ventilador sin conocer de qué modo funciona éste y cómo interaccionan entre sí. La VNI, a di-

Design of a Lung Simulator for Teaching Lung Mechanics in Mechanical Ventilation

Over the last 10 years, noninvasive ventilation has become a treatment option for respiratory insufficiency in pulmonology services. The technique is currently included in pulmonology teaching programs. Physicians and nurses should understand the devices they use and the interaction between the patient and the ventilator in terms of respiratory mechanics, adaptation, and synchronization. We present a readily assembled lung simulator for teaching purposes that is reproducible and interactive. Based on a bag-in-box system, this model allows the concepts of respiratory mechanics in mechanical ventilation to be taught simply and graphically in that it reproduces the patterns of restriction, obstruction, and the presence of leaks. It is possible to demonstrate how each ventilation parameter acts and the mechanical response elicited. It can also readily simulate asynchrony and demonstrate how this problem can be corrected.

Key words: Noninvasive ventilation. Lung simulator. Patient-ventilator interaction. Asynchrony. Leaks.

ferencia de la invasiva, tiene una dificultad añadida, que consiste en que el paciente está consciente y debe colaborar activamente en el proceso, de manera que, si los parámetros del ventilador no son los adecuados, el paciente podrá rechazar el tratamiento. En este caso, la VNI puede precipitar una intubación innecesaria y ser peor que el tratamiento convencional. Para un buen uso de esta técnica, es necesario conocer con detalle el funcionamiento de cada parámetro del ventilador, sus prestaciones y sus límites, pero también hay que saber detectar a tiempo el problema de la inadaptación y las complicaciones a que dan lugar las fugas, reconocer las asincronías en un monitor y corregirlas. Antes de su uso es preciso un aprendizaje práctico que permita asegurar un tratamiento óptimo y eficaz^{6,7}. En este artículo presentamos un modelo de simulador de pulmón, como herramienta útil en el aprendizaje de la VNI.

Descripción de la técnica

Se trata de una técnica de enseñanza de la ventilación mecánica, dirigida a comprender la mecánica ventilatoria y las asincronías. Se basa en el uso de un simulador

Correspondencia: Dra. S. Heili-Frades.
Servicio de Neumología. Fundación Jiménez Díaz-CAPIO.
Avda. Reyes Católicos, 2. 28040 Madrid. España.
Correo electrónico: sarah.heili@gmail.com

Recibido: 2-2-2007; aceptado para su publicación: 17-4-2007.



Fig. 1. Sistema de *bag-in-box* como simulador pulmonar. La bolsa, de 2 l, se conecta al ventilador, y la caja, de 8 l, a una jeringa de calibración de 3 l con retroceso elástico del émbolo.

de pulmón que consiste en un sistema cerrado de *bag-in-box*, como se muestra en la figura 1, donde la bolsa se conecta al ventilador y la caja a una jeringa de calibración con retroceso elástico del émbolo. Un manómetro permite ver las presiones existentes dentro de la caja, presiones que se corresponderían con las presiones intrapleurales. El sistema permite comprobar los datos de la mecánica respiratoria porque el manómetro situado en la caja recoge las presiones ejercidas por el respirador durante el ciclo, y el volumen dispensado puede observarse mediante el desplazamiento del émbolo calibrado de la jeringa. Este diseño básico aporta sencillez y fácil disponibilidad, siendo también posible su implementación dentro de un sistema computarizado que permitiera recoger estas señales de presión y de volumen, así como la de flujo, y presentarlas junto a las señales que aporta directamente el respirador.

Durante el funcionamiento del simulador frente a un respirador, al final de la espiración y en el momento en que la bolsa queda en la situación de capacidad residual funcional, sin presiones en el sistema, se produce un pequeño cambio brusco en su conformación, que tiende a su situación de reposo en ausencia de toda acción de una fuerza externa. Este cambio de conformación de la bolsa genera un pequeño cambio de presión y de flujo, que es mínimo, pero que el ventilador detecta como el inicio de un impulso inspiratorio que pone en marcha un nuevo ciclo por parte del respirador y permite mantener el sistema en modo de ventilación asistida.

Mediante la colocación de diversos accesorios puede simularse el comportamiento de un patrón restrictivo, al que se llega mediante el incremento del retroceso elástico del émbolo; un patrón obstructivo, mediante la colocación de una válvula de limitación al flujo aéreo en la línea espirada, o el comportamiento frente a la existencia de fugas de diferente intensidad. Las simulaciones presentadas se han realizado con un respirador de soporte de presión de doble tubuladura (Elysée 150, Saimé), que ofrece análisis de las señales de flujo, presión y volumen en tiempo real en su pantalla táctil y mediante la conexión a un ordenador, en el que es posible visualizar estas mismas curvas y cuantificar tanto éstas como los parámetros de volumen corriente inspiratorio, espiratorio, distensibilidad del sistema, frecuencia res-

piratoria, flujo inspiratorio y espiratorio, presión positiva telespiratoria (PEEP) intrínseca, presión pico, etc. Todas las curvas de presión, flujo y volumen en función del tiempo que se muestran en las figuras de este artículo proceden de datos reales obtenidos con el procedimiento descrito.

Procedimiento

Mediante el accionamiento del simulador por el respirador, la configuración del modelo permite reproducir con fines docentes las características más importantes del comportamiento mecánico del sistema respiratorio durante la VNI. Pueden simularse los patrones básicos de funcionamiento pulmonar restrictivo y obstructivo, y apreciar las consecuencias derivadas de la ventilación en estos patrones. Asimismo, el modelo permite reproducir las respuestas existentes frente a la modificación de los parámetros del respirador y simular asincronías, prácticamente similares a las existentes en casos reales de pacientes con VNI, con la posibilidad de controlarlas mediante el ajuste de los parámetros del respirador.

Modelo restrictivo, modelo obstructivo, atrapamiento aéreo y autopresión positiva telespiratoria

El simulador permite reproducir un modelo restrictivo mediante incrementos de la resistencia elástica del émbolo. Accionándolo de un modo manual, el observador puede apreciar que para insuflar la bolsa debe tirar del émbolo de la jeringa con mayor tensión que en condiciones normales, lo que refleja el incremento de trabajo que debe desarrollar la musculatura respiratoria del paciente. Del mismo modo, puede apreciarse que al soltar el émbolo de la jeringa el elevado retroceso elástico hace que el vaciado de la bolsa se produzca de un modo rápido y eficaz, lo cual permite observar que el principal problema mecánico es el de llenado, no el de vaciado. Si conectamos el ventilador al simulador en estas condiciones, se verá que se necesitan presiones elevadas y rampas mantenidas para conseguir un llenado homogéneo y regular de la bolsa (fig. 2A).

Por su parte, el patrón obstructivo puede reproducirse fácilmente mediante combinaciones variables de una

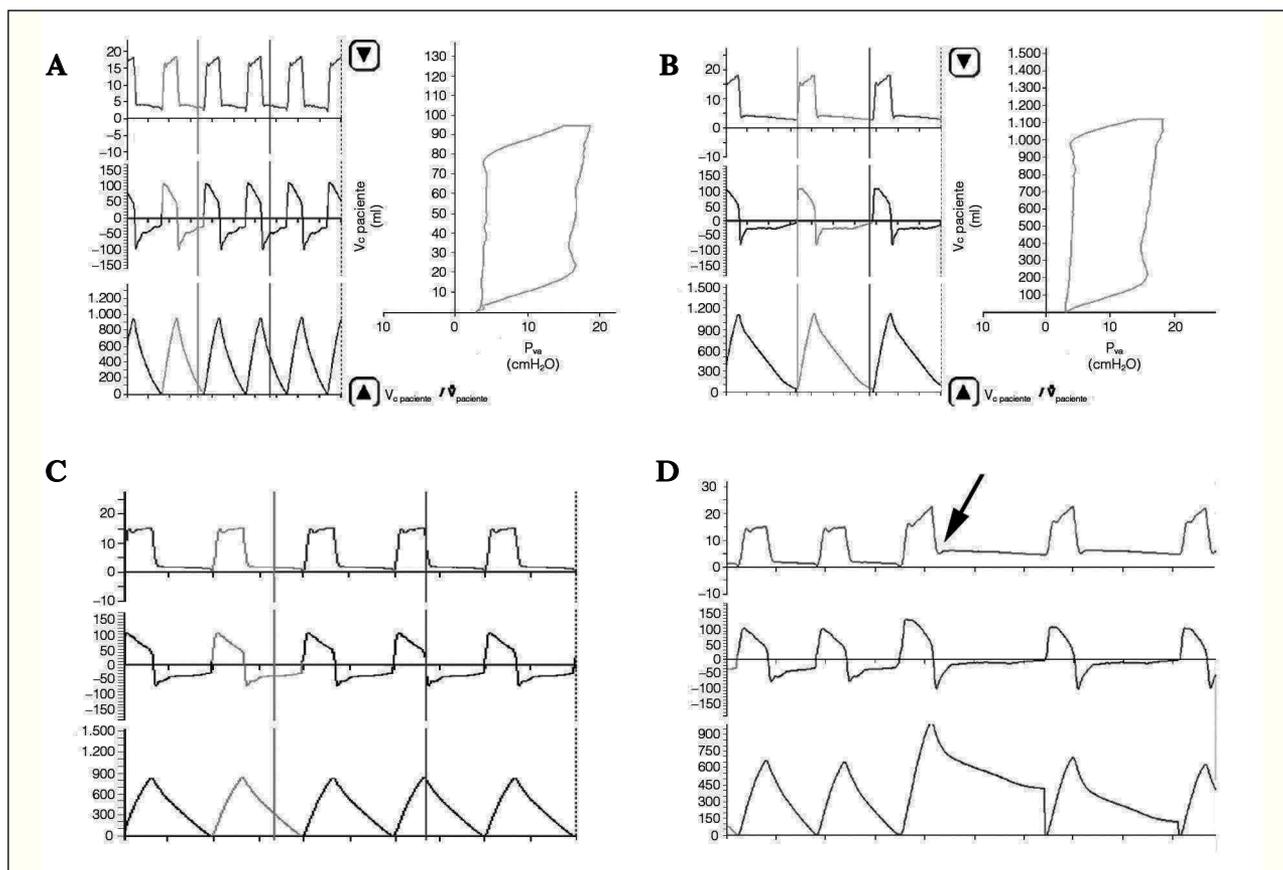


Fig. 2. A: modelo restrictivo; nótese la distensibilidad disminuida en la curva presión-volumen. B: modelo obstructivo; nótese el aumento de distensibilidad en la curva presión-volumen y la espiración alargada con respecto al modelo restrictivo. C: autopresión positiva telespiratoria (PEEP) generada tras mantener un autociclado rápido con obstrucción espiratoria; el atrapamiento aéreo de la bolsa se refleja en la curva de presión, que al final de la espiración no vuelve a cero, así como en la de flujo. D: auto-PEEP corregida con PEEP extrínseca; nótese que al aplicar una PEEP externa (flecha) igual a la intrínseca (apreciada en el gráfico porque el final del flujo espiratorio no alcanza el cero) mejora el volumen corriente y disminuye la frecuencia respiratoria.

disminución del retroceso elástico del émbolo de la jeringa junto a la colocación de una obstrucción en la vía espiratoria (fig. 2B). Al accionar manualmente el simulador, el observador puede apreciar que hay muy poca resistencia para tirar del émbolo, pero que al soltarlo el vaciado del balón es muy lento comparado con un vaciado normal. Aplicando el respirador a este modelo, la necesidad de un tiempo prolongado de vaciamiento permite apreciar que el balón puede no vaciarse por completo en la espiración, dejando un volumen residual incrementado que será fácil de medir en el émbolo calibrado y en el manómetro de la caja. Esta presión del manómetro reflejará en ese momento la del final de la espiración, que corresponderá a la PEEP intrínseca (fig. 2C). También puede apreciarse cómo al añadir una PEEP extrínseca igual a la PEEP intrínseca (fig. 2D) mejora el volumen corriente, y por tanto la expansión del balón en el siguiente ciclo, y disminuye la frecuencia respiratoria, exactamente igual que lo que sucede en pacientes en las mismas condiciones⁸. Cuando no hay un patrón obstructivo en el modelo, la aplicación de una PEEP extrínseca durante la ventilación permite observar la ausencia del vaciado completo de la bolsa y la presencia de una presión positiva al final de la espiración en el manómetro de la caja.

Simulación de asincronías

El diseño permite trabajar con sistemas de tubuladura simple y fuga calibrada o tubuladura doble sin fugas. Debido a que la principal fuente de asincronías durante la VNI reside en la presencia de fugas, la posibilidad de añadir fugas en este modelo, aplicables en las fases inspiratoria, espiratoria o ambas, añade interés docente al modelo. El funcionamiento del ventilador mecánico conectado al simulador permite observar el comportamiento de ambos tipos de fugas y las respuestas que se obtienen al modificar los diferentes parámetros del respirador, como selección de umbrales inspiratorio y espiratorio, de rampas o de presiones inspiratorias o espiratorias.

Asincronías relacionadas con el sensor de sensibilidad (trigger) inspiratoria. Un trigger inspiratorio muy sensible es capaz de detectar cualquier cambio de presión o de flujo del sistema y entenderlo como una demanda del paciente. La característica del modelo, que permite el autociclado, sólo puede observarse si conectamos un ventilador en la modalidad de presión de soporte sin PEEP, puesto que sólo así se alcanza un vaciado completo de la bolsa, lo que produce el cambio de conformación del balón mencionado y genera un

pequeño impulso inspiratorio que dispara un nuevo ciclo. Este sistema proporciona al simulador la característica de autociclado indefinido para probarlo en las situaciones que se desee. De este modo, puede estudiarse la acción del cambio en los umbrales o *triggers* inspiratorios. Conceptualmente, este efecto de autodisparo del ciclo sería lo que ocurre en un paciente en VNI cuando se selecciona un *trigger* inspiratorio excesivamente sensible: el ventilador detecta cualquier mínimo cambio de presión o de flujo, aun cuando no se trate de un esfuerzo inspiratorio real, y se produce la asincronía denominada “autociclado”. El autociclado o *autotrigger* es una asincronía muy molesta y frecuente, que puede revertirse simplemente programando el *trigger* inspiratorio a una sensibilidad menor^{9,10}. Se observará cómo, poniendo el *trigger* inspiratorio en una sensibilidad inferior, el ventilador deja de autociclarse (fig. 3A). En cambio, si se programa un *trigger* inspiratorio muy poco sensible, podría llegar a reproducirse la

asincronía denominada “esfuerzo ineficaz”. Esta asincronía, que en los pacientes produce un importante trabajo respiratorio, consiste en la incapacidad de activar el ciclo inspiratorio del respirador, y puede llegarse a ella en situaciones de auto-PEEP, agotamiento muscular y rampas inspiratorias excesivamente largas, además de por una mala programación de *trigger* inspiratorio¹¹. Mediante el accionamiento manual del émbolo del simulador, puede comprobarse la tensión necesaria que hay que aplicar para llegar a activar el respirador y comprobarse que, en presencia de auto-PEEP, esta tensión es mayor y que no se produce respuesta hasta que se anula la presión positiva que marca el manómetro (la auto-PEEP)¹². Otro modo de corregir el autociclado es mediante la adición de una pequeña PEEP externa, que impide que el balón alcance su punto de reposo y anula el efecto provocado por el cambio brusco de conformación de la bolsa que estaba en el origen del autociclado (fig. 3B).

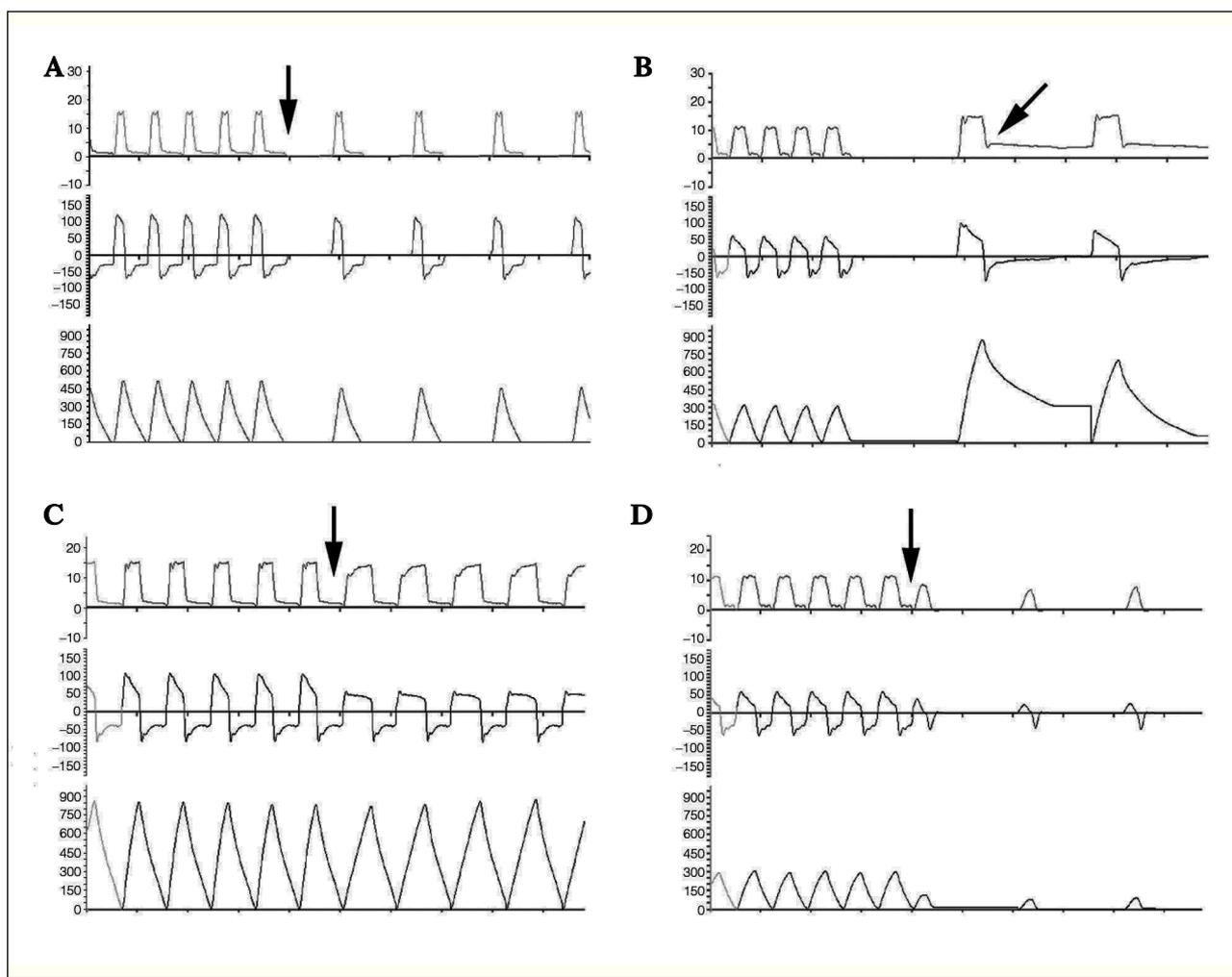


Fig. 3. A: *autotrigger* con corrección por presión positiva telespiratoria (PEEP); obsérvese que al aplicar una PEEP extrínseca (flecha) cede el autociclado por evitarse el cambio brusco de presión al final de la espiración que se produce en el modelo (véase texto). B: *autotrigger* con corrección por *trigger*; nótese que al aplicar un *trigger* inspiratorio menos sensible (flecha) cede el autociclado. C: rampas; nótese la velocidad rápida de presurización en los 5 ciclos iniciales (rampa 1/4) y la velocidad lenta (rampa 4/4) en los 5 ciclos posteriores (la flecha indica el cambio de presurización). D: nótese la presencia de ciclos cortos al alargar la rampa (flecha) en un sistema restrictivo con presión de soporte baja.

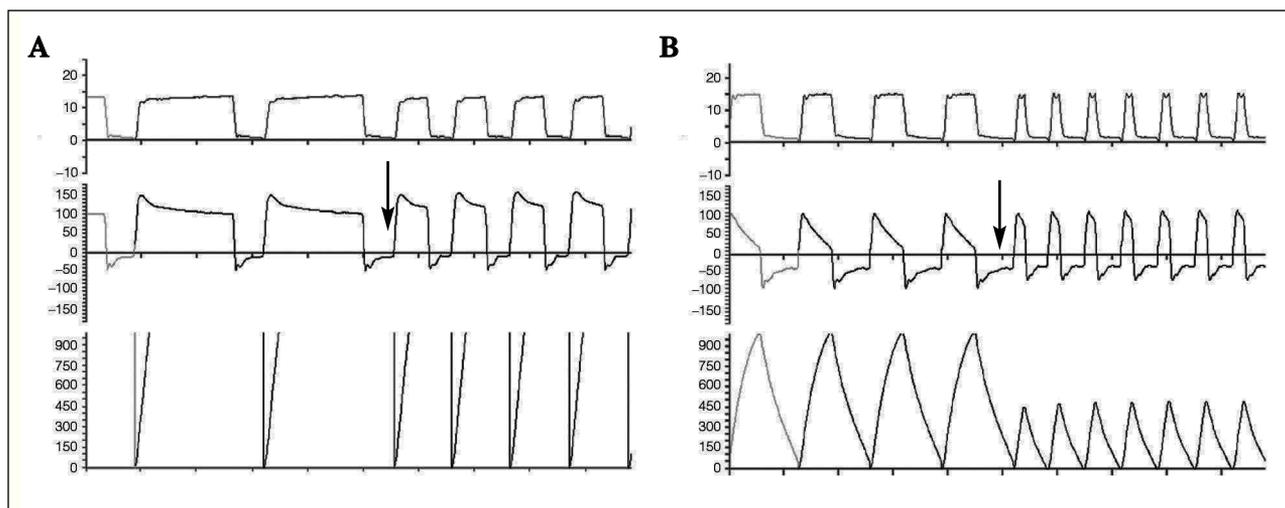


Fig. 4. A: inspiraciones prolongadas al abrir una fuga en la tubuladura (el volumen insuflado es muy elevado y el tiempo inspiratorio máximo está ajustado en 3 s); al acortar el tiempo inspiratorio máximo a 1 s (flecha), cede la asincronía. B: *trigger* espiratorio en un 10%, lo que significa que el paso al ciclo de espiración se produce cuando sólo queda un 10% para completar la caída de flujo inspiratorio; los ciclos son más largos, y la respiración, más lenta. Por el contrario, cuando se programa al 90% (flecha), se pasa antes al ciclo de espiración, con lo que aumenta la frecuencia respiratoria y disminuyen tanto el tiempo de inspiración como el volumen corriente.

Asincronías relacionadas con el tiempo de presurización (rampa). El simulador también permite comprobar el uso de las diferentes rampas o velocidades de presurización. Puede verse gráficamente el efecto de un llenado más rápido o más lento del balón mediante la selección de rampas rápidas o lentas, respectivamente (fig. 3C). Mediante la observación del émbolo calibrado de la jeringa, también puede apreciarse que el volumen de insuflación se modifica al variar la distensibilidad del sistema. Si se aumenta la resistencia del retroceso elástico, lo que simula un modelo restrictivo, y se utilizan rampas cortas, el ciclo respiratorio correspondiente será corto (fig. 3D) en términos de tiempo inspiratorio y el volumen inspirado escaso¹³. Esta asincronía se conoce con el nombre de “ciclo corto”. Programando una rampa más larga, el tiempo inspiratorio y el volumen inspirado aumentarán, reproduciendo así lo que ocurre en los pacientes con patrón restrictivo, a los que hay que ventilar preferentemente con modos volumétricos o barométricos, pero usando rampas más prolongadas. Sin embargo en estos pacientes, si la rampa es excesivamente larga, puede aparecer de nuevo la asincronía de “ciclo corto”¹⁴. Por el contrario, el paciente con patrón obstructivo agudizado generalmente requiere rampas cortas para su mejor adaptación al respirador¹⁵.

Asincronías relacionadas con las fugas. Las asincronías secundarias a la presencia de fugas también pueden simularse de un modo sencillo abriendo al exterior, en el punto de conexión de la tubuladura con el simulador, un orificio de tamaño variable. Si se provoca una fuga durante la inspiración, el ventilador no alcanzará la presión inspiratoria prefijada y tenderá a mantener la insuflación de forma indefinida. Esta asincronía se conoce como “inspiración prolongada”^{16,17} y puede controlarse anulando la fuga, ajustando un tiempo inspiratorio máximo o aumentando la sensibilidad del *trigger* espirato-

rio (fig. 4A). Se trata de una asincronía muy frecuente, que genera gran angustia en el paciente (pues no le deja espirar), le conduce a la hiperinsuflación y genera auto-PEEP¹⁸, efectos todos ellos visibles en el simulador mediante un progresivo atrapamiento aéreo de la bolsa, acompañado de un aumento paulatino de la presión registrada en la caja al final de la espiración.

El *trigger* espiratorio (fig. 4B) es el elemento clave que permite pasar del ciclo de inspiración al de espiración y tiene enorme importancia para la sincronización¹⁹. Cuando está mal ajustado, puede llevar al fracaso de la VNI. Si está regulado con una sensibilidad baja (pasa tarde al ciclo de espiración), puede no permitir al paciente espirar por completo y generar hiperinsuflación. Por el contrario, si se introduce una sensibilidad demasiado elevada (pasa antes de tiempo al ciclo de espiración), puede provocar que el respirador cambie al ciclo de espiración cuando el paciente aún está en inspiración, con lo que aumenta la frecuencia respiratoria y se da lugar a una respiración superficial e ineficaz²⁰. Si se compara el ajuste de los parámetros de tiempo inspiratorio (fig. 4 A) y de flujo espiratorio (fig. 4B), puede apreciarse que el modelo es capaz de reproducir el comportamiento de los pacientes, en los que tiende a presentarse una mejor preservación del volumen corriente espirado y de la morfología de las curvas cuando se controlan los ciclos por *trigger* espiratorio, no por tiempo inspiratorio máximo. Este dato puede apreciarse en el perfil de las curvas de flujo de las figuras 4A y 4B.

Limitaciones

Las limitaciones del simulador aquí presentado derivan de la ausencia de impulso inspiratorio que sirva para activar el ciclo inspiratorio y comprobar los problemas en VNI derivados de ello, aunque, tal como se describe en el apartado “Procedimientos”, pueden apa-

recer impulsos ficticios provocados por la inercia de la bolsa, que pueden aprovecharse para estudiar la sensibilidad del umbral inspiratorio del respirador (fig. 3A). Tal como se describe, el simulador tiene también la limitación de no poder registrar el comportamiento mecánico para su posterior análisis. Los cambios de volumen sólo pueden observarse en los desplazamientos del émbolo y las señales de presión mediante el seguimiento de las indicaciones del manómetro. En este sentido, este modelo podría ser fácilmente implementado para permitir el almacenamiento de estos datos y su posterior análisis junto con las señales del respirador mediante la adaptación de un neumotacógrafo y de un transductor de presión.

Conclusiones

Los datos relativos al uso de este simulador y las posibilidades de selección de variables que permite confirman que el respirador que se utilice en situaciones de insuficiencia respiratoria aguda debe disponer de una pantalla que permita el seguimiento de las variables mecánicas de presión, flujo y volumen de modo que todas estas asincronías y el efecto que produce cada cambio de parámetros puedan verse y corregirse.

En conclusión, presentamos un modelo de simulador de pulmón de fácil montaje y disponibilidad, accesible a cualquier unidad de ventilación mecánica. No precisa de ningún dispositivo electrónico, es fácilmente transportable y puede aplicarse con cualquier respirador de tubuladura única o doble. Su uso es muy simple y permite instruir a médicos y enfermeras en la mecánica respiratoria en situaciones de ventilación mecánica, prestando especial atención a la interacción paciente-ventilador.

BIBLIOGRAFÍA

1. Moretti M, Cilione C, Tampieri A, Fracchia C, Marchioni A, Nava S. Incidence and causes of non-invasive mechanical ventilation failure after initial success. *Thorax*. 2000;55:819-25.
2. Brochard L, Isabey D, Piqué J, et al. Reversal of acute exacerbations of COPD by inspiratory assistance with a face mask. *N Engl J Med*. 1990;323:1523-30.
3. Elliott MW, Latham M. Noninvasive ventilation on a general ward. *Eur Respir Mon*. 1998;3:348-63.
4. Ortega-González A, Peces-Barba G, Fernández-Ormaechea I, Chumbi-Flores R, Cubero de Frutos N, González Mangado N.

- Evolución comparativa con ventilación no invasiva de pacientes con EPOC, síndrome de hipoventilación-obesidad e insuficiencia cardíaca congestiva ingresados en una unidad de monitorización respiratoria. *Arch Bronconeumol*. 2006;42:423-9.
5. Dueñas-Pareja Y, López-Martín S, García-García J, Melchor R, Rodríguez-Nieto MJ, González-Mangado N, et al. Ventilación no invasiva en pacientes con encefalopatía hipercápnica severa en una sala de hospitalización convencional. *Arch Bronconeumol*. 2002;38:372-5.
 6. Dorman T, Angood PB, Angus DC, et al. Guidelines for critical care medicine training and continuing medical education. *Crit Care Med*. 2004;32:263-72.
 7. Maheshwari V, Paioli D, Rothaar R, Hill NS. Utilization of noninvasive ventilation in acute care hospitals: a regional survey. *Chest*. 2006;129:1226-33.
 8. Neme JY, Gutiérrez AM, Santos MC, Beron M, Ekroth C, Arcos JP, et al. Efectos fisiológicos de la ventilación no invasiva en pacientes con EPOC. *Arch Bronconeumol*. 2007;43:150-5.
 9. Stell IM, Paul G, Lee KC, Ponte J, Moxham J. Noninvasive ventilator triggering in chronic obstructive pulmonary disease: a test lung comparison. *Am J Respir Crit Care Med*. 2001;164:2092-7.
 10. Nava S, Ambrosino N, Bruschi C, Confalonieri M, Rampulla C. Physiological effects of flow and pressure triggering during non-invasive mechanical ventilation in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Thorax*. 1997;52:249-54.
 11. Peces-Barba G, Heili S. Ventilación no invasiva en la insuficiencia respiratoria aguda. ¿Cómo, dónde y cuándo? *Rev Patol Respir*. 2006;9 Supl 2:117-23.
 12. Fernández R, Benito S, Blanch LI, Net A. Intrinsic PEEP: a cause of inspiratory muscle ineffectivity. *Intensive Care Med*. 1988;15:51-2.
 13. Pertusini E, Lellouche F, Catani F, Heili S, Taillé S, Rodríguez P, et al. Patient-ventilator asynchronies during NIV: does level of pressure support matter? *Intensive Care Med*. 2004;30:S65.
 14. Baker AB, Colliss JE, Cowie RW. Effects of varying inspiratory flow waveform and time in intermittent positive pressure ventilation. II: various physiological variables. *Br J Anaesth*. 1977;49:1221-34.
 15. Bonmarchand G, Chevron V, Chopin C, et al. Increased initial flow rate reduces inspiratory work of breathing during pressure support ventilation in patients with exacerbation of chronic obstructive pulmonary disease. *Intensive Care Med*. 1996;22:1147-54.
 16. Calderini E, Confalonieri M, Puccio PG, Francavilla N, Stella L, Gregoret C. Patient-ventilator asynchrony during noninvasive ventilation: the role of expiratory trigger. *Intensive Care Med*. 1999;25:662-7.
 17. Tokioka H, Tanaka T, Ishizu T, Fukushima T, Iwaki T, Nakamura Y, et al. The effect of breath termination criterion on breathing patterns and the work of breathing during pressure support ventilation. *Anesth Analg*. 2001;92:161-5.
 18. Thille AW, Rodríguez P, Cabello B, Lellouche F, Brochard L. Patient-ventilator asynchrony during assisted mechanical ventilation. *Intensive Care Med*. 2006;32:1515-22.
 19. Tassaux D, Michotte JB, Gannier M, Gratadour P, Fonseca S, Jolliet P. Expiratory trigger setting in pressure support ventilation: from mathematical model to bedside. *Crit Care Med*. 2004;32:1844-50.
 20. Tassaux D, Gannier M, Battisti A, Jolliet P. Impact of expiratory trigger setting on delayed cycling and inspiratory muscle. *Am J Respir Crit Care Med*. 2005;172:1283-9.