

ORIGINAL BREVE

Simulador de pulmón

A. Medina Villanueva*, C. Rey Galán, A. Concha Torre, S. Menéndez Cuervo, M. Los Arcos Solas y J. Mayordomo Colunga

Unidad de Cuidados Intensivos Pediátricos, Hospital Universitario Central de Asturias, Oviedo, Asturias, España

Recibido el 24 de marzo de 2010; aceptado el 27 de mayo de 2010

Disponible en Internet el 7 de julio de 2010

PALABRAS CLAVE

Ventilación mecánica;
Simulador de pulmón;
Docencia

Resumen

Introducción: Uno de los principales problemas en el desarrollo de docencia sobre ventilación mecánica es la falta de modelos de pulmón sencillos, baratos y fácilmente reproducibles.

Objetivo: Presentar un nuevo modelo de simulador de pulmón.

Material: El simulador de pulmón presenta 2 partes diferenciadas:

- A) Sistema de resistencia: simula la vía aérea del aparato respiratorio. Formado por 3 o 5 válvulas de bola que permiten el aumento de resistencias y la simulación de fugas.
- B) Sistema de distensibilidad: reproduce las características de pulmón y caja torácica. Está formado por 3 partes: 1 o 2 cámaras de distensión (pulmón de prueba comercial), mecanismo de conexión al sistema de resistencia y pinza de limitación de distensibilidad.

El simulador permite un montaje simple o doble dependiendo de que se incorpore uno o 2 pulmones al sistema de resistencia permitiendo variar el volumen corriente entre 10–500 ml.

Conclusiones: Presentamos un modelo de simulador de pulmón barato, de fácil montaje y desmontaje, transportable, de uso simple y que permite reproducir patrones restrictivos, obstructivos y presencia de fugas.

© 2010 Asociación Española de Pediatría. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

Lung simulator

Abstract

Introduction: One of the main limitations to running mechanical ventilation courses is the lack of cheap, interactive, and easily reproducible lung simulators.

Objective: Presentation of a new lung simulator.

KEYWORDS

Mechanical
ventilation;
Lung simulator;
Teaching

*Autor para correspondencia.

Correo electrónico: amedinavillanueva@gmail.com (A. Medina Villanueva).

Material: Lung simulator consisting of two different parts:

- A) Resistance system: simulates respiratory airway. It is made up of 3 or 5 ball valves that allow for the simulation of resistance increase and air leaks.
 - B) Compliance system: it reproduces lungs and rib cage characteristics. It is made up of three parts: 1 or 2 expandable chambers (a commercial test lung), a connection system to the resistance mechanism, and a distensibility limiting clamp.
- The simulator allows for a single or double assembly depending on the inclusion of one or two lungs to the resistance system, allowing the tidal volume to be adjusted from 10 to 500 ml.

Conclusions: We present an easily assembled lung simulator for teaching purposes that is cheap, reproducible and interactive, allowing for simulation of patterns of restriction, obstruction, and presence of air leaks.

© 2010 Asociación Española de Pediatría. Published by Elsevier España, S.L. All rights reserved.

Introducción

En los últimos 10 años ha existido una creciente demanda y desarrollo de la ventilación mecánica (VM)¹⁻⁴. Este hecho ha determinado a su vez un aumento en la demanda de la docencia en VM⁵⁻¹⁰.

Uno de los principales problemas que surgen a la hora de desarrollar la docencia de la VM es la falta de modelos de pulmón sencillos, baratos y fácilmente reproducibles que permitan la simulación de las situaciones habituales que se presentan en la clínica diaria en un paciente sometido a VM.

Existen muy pocos trabajos publicados que describan con detalle diferentes modelos de simulador de pulmón¹¹⁻¹³ y la mayoría de ellos son complejos de realizar, frágiles y voluminosos para ser transportados. El único simulador comercial que existe en el mercado (BC Biomedical LS-2000 series) dispone de 2 versiones una pediátrica (LS-2000I) y otra para pacientes adultos (LS-2000A). Presenta una serie de ventajas como ser portátil, pequeño y manejable. Sin embargo, presenta varios inconvenientes importantes como son: la fragilidad, el precio y la limitación de simulación (solo permite 4 modificaciones de complianza (C) y 4 de resistencia (R), lo que dificulta en gran medida la reproducción de situaciones de VM con volúmenes corrientes (Vc) bajos.

El objetivo de este trabajo es presentar un modelo de simulador de pulmón accesible a cualquier persona que pretenda reproducir las diferentes patologías y complicaciones que aparecen en los pacientes sometidos a VM.

Descripción del modelo

El simulador de pulmón presenta 2 partes diferenciadas que pretenden reproducir un cuerpo de Maxwell (fig. 1):

- A) Sistema de resistencia (fig. 2): es un sistema que reproduce la vía aérea del aparato respiratorio y en el que se integran 3 o 5 válvulas de bola que permiten el aumento de resistencias y la simulación de fugas. Está constituido por una llave de paso doble o quádruple, un conector para mangueras, una llave de paso simple y un conector de tubo endotraqueal del número 7,5.
- B) Sistema de distensibilidad: pretende reproducir las características del pulmón y la caja torácica. Consta de

una cámara expansible y un sistema de compresión:

- a. Una cámara de distensión constituida por un pulmón de prueba.
- b. Un mecanismo de conexión al sistema de resistencia.
- c. Una pinza de limitación de distensibilidad.

El simulador permite un montaje simple o doble dependiendo de que se incorpore uno o 2 pulmones al sistema de resistencia (figs. 2 y 3).

Generación de la simulación

A) Simulación del pulmón sin patología

El sistema tiene la capacidad de simulación de pacientes de diferentes edades y pesos dependiendo del número de pulmones abiertos y de la compresión ejercida por los dispositivos que regulan la distensibilidad.

En la tabla 1 se recogen los valores de pico de presión inspiratoria (PIP) y presión meseta (Pplat) para diferentes valores de volumen corriente (Vc) en la situación basal del simulador (mínima R y máxima C).

Tal como se aprecia en las figuras 1 y 2 se pueden realizar 2 versiones del simulador, incorporando uno o 2 pulmones en función del Vc máximo que se pretenda simular, hasta 250 ml en el primer caso (tabla 1). La versión completa tiene un coste total de 415 euros, mientras que el coste de la versión simple es de 200 euros.

B) Simulación de fugas

Para simular la existencia de fugas en el sistema (situación muy frecuente en el paciente pediátrico al

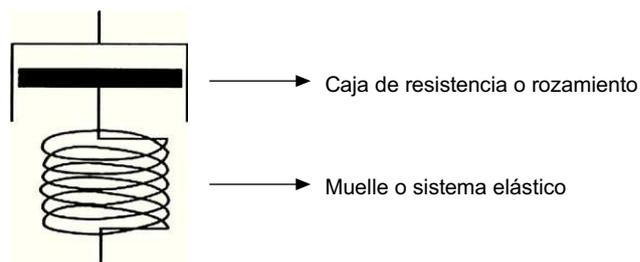


Figura 1 Cuerpo de Maxwell. Consta de una caja de resistencia o rozamiento que simula la vía aérea, y un muelle o sistema elástico que simula la distensibilidad pulmonar.

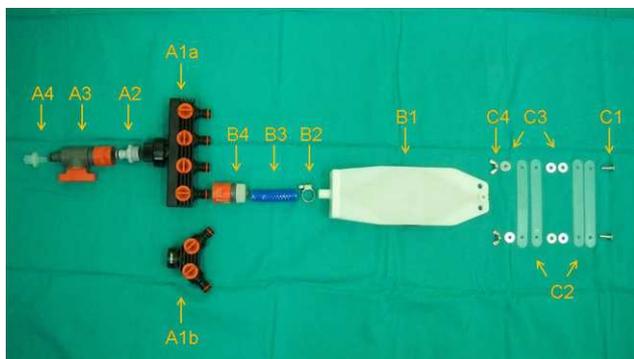


Figura 2 Montaje del simulador. A) Sistema de resistencia que reproduce la vía aérea. A1a: doble llave de paso cuádruple Claber® (referencia 8581) para un montaje doble, A1b: llave de paso doble Claber® (referencia 8599) para un montaje simple; A2: conector Claber® (referencia 8637); A3: llave de paso simple Gardena® (referencia 2977-26); A4: conector de tubo endotraqueal del número 7,5. Sistema de distensibilidad que reproduce el pulmón y la caja torácica. B) Cámara de distensión y mecanismo de conexión al sistema de resistencia. B1: pulmón de prueba Maquet test lung 190 (Referencia 60 06 832 E037E, volumen máximo: 1 litro); B2: abrazadera sin fin 12–22 mm de diámetro; B3: 6–8 cm de manguera de 12–15 mm de diámetro; B4: conector de manguera Claber® (referencia 8607). C) Pinza de limitación de distensibilidad. C1: tuercas; C2: depresores agujereados; C3: arandelas; C4: palomillas.

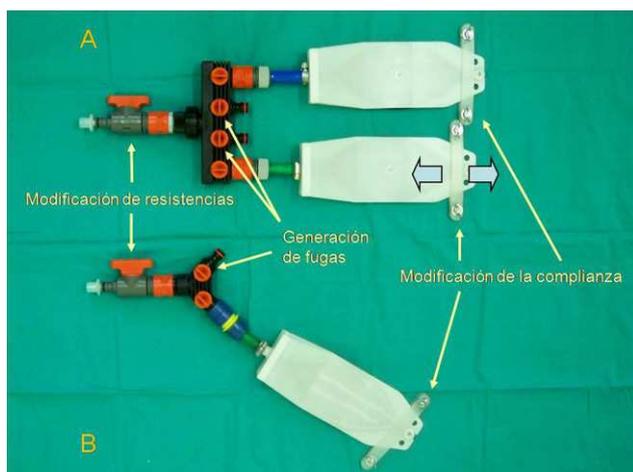


Figura 3 Simulador de pulmón completo. A) montaje doble, B) montaje simple.

ser habitual el uso de tubos endotraqueales sin balón de neumotaponamiento), debemos abrir alguna de las válvulas de la llave de paso cuádruple (simulador completo) o doble (simulador simple) que no se encuentran conectadas a un pulmón (piezas A1a y A1b, respectivamente, de la fig. 2).

C) Simulación de paciente obstructivo

La simulación de un aumento en la R de la vía aérea puede ser realizada de forma rápida y sencilla modificando la válvula de paso simple del sistema de R (pieza A3 de la fig. 2). Las válvulas de las piezas cuádruple y

Tabla 1 Valores obtenidos de pico de presión inspiratoria (PIP) y presión meseta (Pplat) para diferentes valores de volumen corriente (Vc) en la situación basal del simulador (mínima resistencia y máxima complianza)

Vc (ml)	Número pulmones	Ti total (seg)	PIP (cm H ₂ O)	Pplat (cm H ₂ O)
100	1	0,7	12	11
200	1	1	17	15
200	2	1	12	11
300	2	1,1	15	14
400	2	1,2	17	16
500	2	1,4	20	18
600	2	1,5	22	19

Se realizaron todas las mediciones con presión espiratoria final (PEEP) de 5 cm de H₂O relación inspiración:espiración (I:E) de 1:2 y tiempo de pausa del 10% del ciclo. ml: mililitros; PIP: pico de presión; Pplat: presión meseta; seg: segundos; Ti: tiempo inspiratorio; inspiratoria; Vc: volumen corriente.

doble (piezas A1a y A1b, respectivamente, de la fig. 2) se considerarán accesorias ya que son más difícilmente manipulables al tener un menor tamaño. El cierre de esta válvula permite una graduación en el aumento de la R en función del grado de cierre de la misma y que se orienta en base a los datos de PIP y Pplat obtenidos en el respirador. En la tabla 2 se recogen los valores obtenidos de pico de presión inspiratoria (PIP) y presión meseta (Pplat) para diferentes R.

D) Simulación de paciente restrictivo

La simulación de una disminución en la distensibilidad pulmonar puede ser realizada desplazando la pinza de compresión de uno o de los 2 pulmones de prueba (figs. 2 y 3). El desplazamiento sin restricciones de dicha pinza a lo largo del pulmón de prueba, permite una graduación de la C que debe ser valorada en función de la Pplat y la PEEP. Esta pinza puede ser sustituida por cualquier sistema que limite la expansión del pulmón, como puede ser una goma. En la tabla 2 se recogen los valores obtenidos de pico de presión inspiratoria (PIP) y presión meseta (Pplat) para diferentes C.

E) Simulación de bloqueo completo de un pulmón

La válvula cuádruple, de la versión completa, puede ser manipulada para simular una situación aguda de pérdida de ventilación de un pulmón (intubación selectiva, neumotórax masivo, atelectasia completa de un pulmón, etc.). En esta situación existe fundamentalmente una modificación de la C del sistema (el Vc que se repartía previamente entre 2 pulmones de prueba pasa a dirigirse a uno solo lo que provoca que la ventilación se produzca en la parte alta de la curva de C), de igual forma existe un ligero aumento de las R de las vías de conducción. Desde el punto de vista práctico se cerrará completamente una de las válvulas conectadas a uno de los pulmones de tal forma que se apreciará: una ausencia de ventilación en uno de los pulmones, un aumento del volumen entregado al pulmón contralateral, un aumento de la PIP debido fundamentalmente al aumento de la

Tabla 2 Valores obtenidos de pico de presión inspiratoria (PIP) y presión meseta (Pplat) para diferentes valores de volumen corriente (Vc) en diferentes situaciones de variación de complianza y resistencia

Vc (ml)	Cierre válvula resistencia (%)	Compresión pulmón (%)	Número pulmones	Ti total (seg)	PIP (cm H ₂ O)	Pplat (cm H ₂ O)
100	70	0	1	0,7	34	11
100	50	0	1	0,7	14	11
200	50	0	1	1	22	15
200	50	0	2	1	16	11
400	50	0	2	1,2	30	16
100	0	50	1	0,7	55	53
100	0	25	1	0,7	22	21
200	0	50	1	1	105	103
200	0	50	2	1	68	66
200	0	25	1	1	34	32
200	0	25	2	1	24	22
400	0	50	2	1,2	94	92
400	0	25	2	1,2	36	34

Se realizaron todas las mediciones con presión espiratoria final (PEEP) de 5 cm de H₂O, relación inspiración:espiración (I:E) de 1:2 y tiempo de pausa del 10% del ciclo. ml: mililitros; PIP: pico de presión; Pplat: presión meseta; seg: segundos; Ti: tiempo inspiratorio; inspiratoria; Vc: volumen corriente.

Pplat (disminución de C) y un pequeño aumento de la diferencia entre PIP y Pplat (ligero aumento de R).

F) Simulación de respiración espontánea

La respiración espontánea del paciente debe ser simulada de forma manual generando una presión negativa. Esto se realiza traccionando de la carcasa plástica del pulmón de prueba cada vez que se quiera simular una respiración espontánea.

Discusión

El desarrollo y uso creciente de la VM ha sido evidente en los últimos años tanto en el ámbito del paciente adulto^{1,2} como en el niño^{3,4}. Este hecho ha determinado la necesidad de un desarrollo de la docencia en VM⁵⁻¹⁰.

Uno de los principales problemas detectados en los cursos es la dificultad de disponer de modelos de simuladores de pulmón sencillos que permitan reproducir las distintas patologías susceptibles de VM dentro de todo el rango de edades pediátricas.

Existen muy pocos trabajos publicados hasta la fecha que describa con detalle un modelo de simulador de pulmón¹⁻³. Estos modelos son complejos de realizar, frágiles y voluminosos para ser transportados, no permiten la realización de respiraciones espontáneas y en muchos casos no se especifica el rango de Vc que permiten simular adecuadamente¹¹⁻¹³.

Existe un único simulador comercial (BC Biomedical LS-2000 series) que tiene una serie de ventajas como ser portátil, pequeño y manejable. Este simulador dispone de 2 versiones: una pediátrica (LS-2000I) y otra para pacientes adultos (LS-2000A). Sin embargo presenta varios inconvenientes importantes como son: fragilidad, precio elevado (1003 euros) y limitación de simulación (solo permiten 4 modificaciones de C y 4 de R), lo que dificulta en gran medida la reproducción gradual de diferentes situaciones. Por otra parte, es necesario disponer de las 2 versiones del

simulador para abarcar todo el ámbito de Vc. Por último, resulta imposible simular situaciones de bloqueo de un solo pulmón al incorporar una única cámara de expansión.

Presentamos en este trabajo, un modelo de simulador realizado con piezas accesibles y baratas que además ofrece otra serie de ventajas como la posibilidad de reproducir fiablemente Vc que corresponden a pacientes desde recién nacido hasta la edad adulta; permitir la simulación de respiración espontánea y de situaciones agudas de obstrucción de un solo pulmón. Además es ligero, fácilmente desmontable y transportable (la mayor parte de las piezas son plásticas y no ofrece problemas para ser transportado por avión). El precio total del simulador completo (con 2 pulmones de prueba) es de 415 euros, lo que supone un ahorro de unos 600 euros respecto a un simulador simple del tipo BC Biomedical.

Una de las principales limitaciones de nuestro modelo es la falta de automatización de las distintas funciones que permiten las diferentes situaciones de simulación. Esto obliga a realizar los diferentes cambios necesarios para la simulación a la vista del alumno. Sin embargo, esta clara posibilidad de evolución del simulador determinaría un aumento en la complejidad, fragilidad y volumen, que conllevaría una restricción en la accesibilidad al mismo y por tanto en la promoción de la docencia de la VM.

En conclusión, presentamos un modelo de simulador de pulmón barato, de fácil montaje y desmontaje, transportable, de uso simple y que permite la simulación de un amplio grupo de pacientes, incluyendo las situaciones más frecuentes de patrones restrictivos, obstructivos, atelectasia completa o neumotórax a tensión de un pulmón y presencia de fugas.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Bibliografía

1. Carson SS, Cox CE, Holmes GM, Howard A, Carey TS. The changing epidemiology of mechanical ventilation: a population-based study. *J Intensive Care Med.* 2006;21:173–82.
2. Esteban A, Anzueto A, Alía I, Gordo F, Apezteguia C, Palizas F, et al. How is mechanical ventilation employed in the intensive care unit? An international utilization review. *Am J Respir Crit Care Med.* 2000;161:1450–8.
3. Farias JA, Frutos F, Esteban A, Flores JC, Retta A, Baltodano A, et al. What is the daily practice of mechanical ventilation in pediatric intensive care units? A multicenter study. *Intensive Care Med.* 2004;30:918–25.
4. Balcells Ramírez J, López-Herce Cid J, Modesto Alapont V; Grupo de Respiratorio de la Sociedad Española de Cuidados Intensivos Pediátricos. Prevalencia de ventilación mecánica en unidades de cuidados intensivos pediátricos en España. *An Pediatr (Barc).* 2004;61:533–41.
5. López YM, Pilar FJ, Medina JA, López-Herce J, Pons M, Balcells J, et al. Courses on mechanical ventilation in pediatrics: first experience in Spain. *Pediatr Pulmonol.* 2007;42:1072–7.
6. Peets AD, McLaughlin K, Lockyer J, Donnon T. So much to teach, so little time: a prospective cohort study evaluating a tool to select content for a critical care curriculum. *Crit Care.* 2008;12:R127.
7. DiCarlo SE, Collins HL, Rodenbaugh DW. Experiment to help students understand pulmonary compliance. *Adv Physiol Educ.* 2002;26:135–6.
8. Weissenberg S, Lavy R. Pressure-volume curve and compliance of a balloon: a simulation. *Adv Physiol Educ.* 2003;27:244–5.
9. Cox CE, Carson SS, Ely W, Govert JA, Garret JM, Brower RG, et al. Effectiveness of medical resident education in mechanical ventilation. *Am J Respir Crit Care Med.* 2003;167:32–8.
10. Wax RS, Kenny L, Burns P. Educating providers of mechanical ventilation: an update. *Curr Opin Crit Care.* 2006;12:61–6.
11. Heili Frades SB, Peces-Barba Romero G. Diseño de un simulador de pulmón para el aprendizaje de la mecánica pulmonar en ventilación mecánica. *Arch Bronconeumol.* 2007;43:674–9.
12. Chase JG, Yuta T, Mulligan KJ, Shaw GM, Horn B. A novel mechanical lung model of pulmonary diseases to assist with teaching and training. *BMC Pulm Med.* 2006;6:21.
13. Kuebler WM, Mertens M, Pries AR. A two-component simulation model to teach respiratory mechanics. *Advan Physiol Educ.* 2007;31:218–22.