

VENTILACIÓN MECÁNICA: UNA BREVE HISTORIA

MECHANICAL VENTILATION: A SHORT HISTORY

Dr. Gonzalo Soto G

Pediatra Especialista en Medicina Intensiva.

Médico Jefe UPC Pediatría Hospital Guillermo Grant Benavente, Concepción.

Profesor Asociado Ingeniería Civil Biomédica, Universidad de Concepción.

ABSTRACT

This review is a short history of mechanical ventilation, from its origins to the present day. This changing history provides the basis for speculation on the future innovations in the ventilatory support.

Keywords: mechanical ventilation, negative-pressure ventilation, positive-pressure ventilation, closed-loop control

RESUMEN

Se revisa la historia de la ventilación mecánica desde sus orígenes hasta el presente, una historia cambiante que permite especular sobre las futuras innovaciones en el soporte ventilatorio.

Palabras clave: ventilación mecánica, ventilación a presión negativa, ventilación a presión positiva, control en asa cerrada

"Tengo malas noticias que darles. La mitad de cuanto les hemos enseñado no es correcta. Pero esa no es la mala noticia. El problema es que no sabemos cuál de las dos mitades es la correcta"

Dr. William Osler

INTRODUCCIÓN

Si comparamos un automóvil Ford T de 1916 con un modelo actual, cien años después, observaremos la misma estructura esencial: una cabina soportada por cuatro ruedas, con asientos y un motor. De igual manera, si hacemos esta comparación considerando un dispositivo médico como la incubadora, veremos que el prototipo de cubículo climatizado desarrollado por Credé en 1864, no difiere esencialmente de una incubadora neonatal actual. El desarrollo de la ventilación mecánica, por el contrario, escapa absolutamente a esta continuidad evolutiva. El pulmón de acero, que reinó desde los años 30 hasta los 60 del siglo XX, un aparato que ventilaba a presión negativa, no se asemeja en ningún aspecto a los ventiladores actuales y representa una línea de desarrollo abandonada con la introducción de la ventilación a presión positiva. En una mirada retrospectiva, es sorprendente que el soporte mecánico de la ventilación sea un logro tan reciente en la larga historia de la medicina, sobre todo tratándose de un procedimiento hoy día rutinario y cuya ausencia es impensable en el soporte vital actual.

Correspondencia:

Dr Gonzalo Soto Germani
UPC Pediatría Hospital Guillermo Grant Benavente
San Martín 1436
Concepción, Chile
Correo electrónico gsoto@ssconcepcion.cl

PRIMEROS INTENTOS

La primera experiencia documentada de respiración artificial a presión positiva se debe al anatomista Andrea Vesalius, en 1543 (1). Para estudiar los órganos torácicos en un animal vivo y evitar el colapso pulmonar que producía la apertura del tórax, conectó la tráquea de un perro a un sistema de fuelles que mediante una insuflación rítmica le permitió mantener la actividad del corazón. Sin embargo, esta idea debió esperar hasta fines del siglo XIX para tener aplicación clínica, cuando se describieron las primeras técnicas de acceso directo al eje faringo-laríngeo-traqueal.

En 1887 el ingeniero y cirujano Georg Edward Fell, en Buffalo, ventiló exitosamente a un paciente intoxicado por opio a través de una traqueotomía que conectó mediante una manguera a un fuelle accionado con el pie (2). Posteriormente, en lugar de la traqueotomía aplicó una mascarilla facial y logró rescatar a pacientes intoxicados por morfina, ventilando de esta forma hasta por 78 horas.

En 1888 el pediatra neoyorkino Joseph O'Dwyer, que había desarrollado un método de intubación para evitar la traqueotomía en niños con difteria, utilizó el dispositivo de Fell efectuando la ventilación a través de un tubo endotraqueal (3). El llamado aparato de Fell-O'Dwyer se usó en pacientes con difteria, sin embargo pasó al olvido cuando la aplicación de la antitoxina diftérica se hizo más común y redujo la necesidad de intubación por esta causa.

En 1902 el cirujano Rudolph Matas en New Orleans, adaptó el aparato de Fell-O'Dwyer a la cirugía torácica para evitar, mediante la aplicación de presión positiva, el colapso pulmonar que ocasionaba la toracotomía (4). Para ello, reemplazó el fuelle por un bombín manual provisto de una escala graduada, que permitía entregar con exactitud volúmenes ventilatorios de hasta 1500 ml. Además, conectó al sistema un embudo destinado a la administración de cloroformo y un manómetro de mercurio para controlar la presión ejercida. Sin embargo, el posterior desarrollo de la cirugía de tórax privilegió la cámara de presión negativa impulsada por el cirujano alemán Ferdinand Sauerbruch (1904) (5).

En 1907 la Firma Dräger diseñó en Alemania el Pulmotor, un dispositivo para ventilación a presión positiva que utilizaba un cilindro de oxígeno o aire comprimido como fuente de energía y de cuya presión dependía su funcionamiento (6). La mezcla gaseosa se entregaba al paciente mediante una mascarilla naso-bucal. Fue empleado como dispositivo de reanimación por bomberos y policías. No ocurrió su incorporación para la ventilación prolongada en hospital, tanto por la incomodidad de la máscara facial, que dificultaba una ventilación efectiva, como por la sobredistensión gástrica secundaria.

VENTILACIÓN A PRESIÓN NEGATIVA

A mediados del siglo XIX existía escepticismo en los círculos científicos respecto a los intentos de ventilación a presión positiva y se pensaba en una forma de ventilación que fuese similar al modelo ventilatorio fisiológico. Ello generó la idea de aplicar al tórax una presión externa subatmosférica suficiente para generar una inspiración cíclica, es decir, la base para el futuro desarrollo de la ventilación a presión negativa. Este paradigma, abandonado después de la introducción de la ventilación a presión positiva que hoy practicamos, terminó por dominar -y limitar- la evolución de la ventilación mecánica hasta más allá de la primera mitad del siglo XX.

En 1928, los ingenieros del departamento de fisiología de Harvard Philip Drinker y Louis Shaw, ante la emergencia de la primera gran epidemia de poliomielitis en California, desarrollaron el "pulmón de acero" (7). Consistía en una cámara que incluía todo el cuerpo del paciente, con excepción del cuello y la cabeza, y que lo sometía a presión negativa intermitente mediante un generador eléctrico. Concebido por sus creadores como un "aparato para la administración prolongada de respiración artificial", fue el primer equipo de ventilación mecánica que alcanzó la madurez técnica necesaria para su producción comercial. Nuevas versiones, más seguras, livianas, y de menor costo, como el respirador mejorado por Emerson, fueron empleadas mundialmente en pacientes de todas las edades durante los siguientes 30 años (8).

En 1937, la epidemia de poliomielitis en Australia sobrepasó la disponibilidad de ventiladores, impulsando a los ingenieros Edward y Donald Both, de la Universidad de Adelaida, a desarrollar en pocas semanas una variedad del pulmón de acero con cabina de madera, más liviano y móvil, de producción significativamente más rápida y barata (9). Este modelo, llamado "Alligator" por la apertura de su cubierta superior como boca

de cocodrilo, se extendió muy pronto a todo el Commonwealth. En marzo de 1938, tan solo en las islas británicas, ya se habían distribuido 965 de estos respiradores.

Los respiradores en coraza (cuirass ventilator) representaron un nuevo desarrollo en la ventilación a presión negativa (10). En esta modalidad el área cubierta se limitaba al tórax, permitiendo un mejor confort, accesibilidad y movilidad del paciente. Eran ventiladores de mayor portabilidad, más simples de instalar y de menor costo. Sin embargo, estudios norteamericanos de los años 50 demostraron su menor eficiencia frente al pulmón de acero, ya que con una misma presión generaban volúmenes ventilatorios 34 a 100% inferiores (11). Cabe señalar que esta variedad de ventiladores ha sido reconsiderada actualmente, en el ámbito de la ventilación no invasiva, y se encuentra disponible bajo la denominación de ventilación en coraza bifásica (BCV) (12).

VENTILACIÓN A PRESIÓN POSITIVA

En 1952 la epidemia de poliomielitis de Copenhague marca la hora final del paradigma de la ventilación a presión negativa y confirma de manera inequívoca la superioridad de la ventilación a presión positiva. En el hospital Blegdam se disponía de un pulmón de acero y seis ventiladores en coraza, en un momento en que se llegó a tener hasta 70 pacientes simultáneos que requerían de apoyo ventilatorio. Por otra parte, pese a la ventilación tradicional, la mortalidad en los pacientes con parálisis bulbar alcanzaba el 90%. En estas circunstancias, Henry Lassen y Bjorn Ibsen establecieron un procedimiento caracterizado por traqueotomía temprana más ventilación a presión positiva, mediante un resucitador manual del tipo usado por los anestesiólogos en pabellón. La demanda de apoyo ventilatorio hizo necesario cerrar la Facultad de Medicina y organizar a 1500 estudiantes en turnos continuos de 8 a 6 horas. La mortalidad cayó del 90% inicial a un 40% con el nuevo método (13). Esta experiencia fue determinante para la implementación de la ventilación a presión positiva intermitente por vía endotraqueal, fundamento del moderno cuidado intensivo ventilatorio.

En 1953 Carl Engström construyó un primer respirador capaz de ventilar a presión positiva (14). Un émbolo movido por un motor eléctrico generaba ciclos de presión sobre una cámara que contenía una bolsa ventilatoria. Esta bolsa suministraba un volumen predeterminado de gas al paciente durante la inspiración, mientras el retroceso del pistón rellenaba la bolsa en la espiración.

EVOLUCIÓN POSTERIOR

En las décadas siguientes, el ininterrumpido desarrollo de la ventilación mecánica clínica permite caracterizar cuatro generaciones de ventiladores (15). La primera generación debutó en los años 60 y abarcó hasta mediados de los 70. Se caracterizó por dispositivos mecánicos simples que sólo brindaban ventilación controlada, sin alarmas ni monitoreo. En el transcurso de esta generación se describe la primera aplicación

de presión positiva al final de la espiración (PEEP) (16).

Una segunda generación de ventiladores tuvo su aplicación clínica hasta principios de los 80. Se trataba de aparatos que ya permitían una ventilación gatillada por el paciente, aparte de incorporar alarmas básicas, más monitoreo de la frecuencia respiratoria y del volumen corriente.

La tercera generación de ventiladores se extendió hasta fines de los 90. Se caracterizó por incorporar el control mediante microprocesadores y ofrecer distintos modos ventilatorios, con una mayor sincronía a los requerimientos del paciente, incluyendo desarrollo de alarmas y un monitoreo más extenso, tanto del estatus ventilatorio como de la función del ventilador.

En este período corresponde mencionar el desarrollo paralelo de la ventilación de alta frecuencia oscilatoria (VAFO), modalidad que rompió el paradigma ventilatorio convencional empleando frecuencias respiratorias suprafisiológicas (> 1 Hz) y volúmenes corrientes iguales o inferiores al espacio muerto anatómico, generados por la oscilación de un diafragma sobre un circuito de flujo aéreo continuo (17). La VAFO se consolidó como una modalidad ventilatoria segura y eficiente, particularmente en la medicina intensiva neonatal y pediátrica.

La cuarta generación de ventiladores comprende los dispositivos actualmente en uso. Característico de esta generación es el amplio desarrollo de ventiladores de todo tipo, para los niveles clínicos más diversos, incluyendo terapia intensiva, ventilación sub aguda, transporte y ventilación domiciliaria. Su gran versatilidad permite utilizarlos desde adultos hasta recién nacidos, tanto de manera invasiva como no invasiva. Disponen de una pléthora de modos ventilatorios que junto a un amplio monitoreo han mejorado notablemente la sincronía paciente-ventilador, dando más seguridad y eficiencia a la asistencia ventilatoria (15).

La ventilación proporcionalmente asistida (PAV), la ventilación asistida adaptable (ASV) y la ventilación ajustada neuronalmente (NAVA), son modalidades hoy presentes que insinúan los desarrollos futuros (18-20). En estudios fisiológicos estas modalidades evidencian una mejor sincronía y un soporte menos agresivo, ello sin comprometer el intercambio gaseoso ni la hemodinamia (21,22).

MIRADA AL FUTURO

El espectacular desarrollo de los ventiladores mecánicos en las últimas décadas ha tenido por horizonte proveer un soporte vital cada vez más efectivo, minimizando los riesgos y optimizando el confort (23). Considerando la vigencia de estos propósitos, ¿qué evolución podríamos esperar en el futuro?.

Con seguridad asistiremos a un control computarizado de la ventilación mecánica, a través del perfeccionamiento de los sistemas en asa cerrada o closed-loop (24,25). Algoritmos basados en la evidencia determinarán un ajuste ventilatorio automático en respuesta a los parámetros monitoreados, tanto en el inicio de la ventilación (SDRA, asma, manejo post operatorio, etc.), como durante la conducción ventilatoria y la retirada. Este proceso de feed back continuo, sin la intermitencia del ajuste

manual, garantizará una respuesta ventilatoria más sincrónica y apropiada a los requerimientos (deseos) del paciente.

El monitoreo ventilatorio evolucionará hacia la integración multisistémica de datos, generando información en lugar de cifras aisladas. Y si una imagen vale por mil palabras, la representación virtual de los cambios en el volumen corriente, por ejemplo, o en la presión de la vía aérea, permitirá visualizar de manera instantánea el estatus del paciente (15,26). En cuanto a las alarmas, traducirán patrones clínicos en lugar de eventos episódicos, alertando la urgencia de una intervención y reduciendo las falsas alarmas (15). Frente a este desarrollo, no parece aventurado afirmar que en el mundo del Smartphone y del Smart TV, la próxima generación de ventiladores mecánicos sea conocida como la generación Smart (15).

Sin embargo, esta evolución no excluye otros desarrollos paralelos, como la aparición de nuevos dispositivos de oxigenación extracorpórea o intracorpórea (27-29). En el futuro se dispondrá de catéteres y oxigenadores extrapulmonares biocompatibles que harán innecesaria la anticoagulación, en la forma de dispositivos mínimamente invasivos, aptos para un soporte parcial que reducirá las necesidades de ventilación. Es posible que los oxigenadores lleguen a ser tan cotidianos como hoy día los equipos de hemodiálisis, pero con la seguridad y portabilidad de una bomba de infusión continua.

En resumen, no es impensable un nuevo cambio de paradigma en la ventilación mecánica, que reconsidere el soporte ventilatorio en cuanto a indicación e intensidad, y que nos permita dejar en el pasado complicaciones como el daño pulmonar secundario, o la neumonía asociada a ventilación. Lo cual, como hemos visto en esta historia, no sería para nada insólito.

El autor declara no presentar conflictos de intereses

REFERENCIAS

1. DeBard ML. The History of Cardiopulmonary Resuscitation. *Ann Emerg Med* 1980; 9:273-275.
2. Trubuhovich RV. History of mouth-to-mouth rescue breathing. Part 2: the 18th century. *Crit Care Resusc* 2006; 8:157-171.
3. Baskett TF. Joseph O'Dwyer and laryngeal intubation for croup. *Resuscitation* 2007; 74:211-214.
4. Hutson LR, Vachon CA. Dr. Rudolph Matas: Innovator and Pioneer in Anesthesiology. *Anesthesiology* 2005; 103:885-889.
5. Sauerbruch F. Zur Pathologie der offenen Pneumothorax und die Grundlagen meines Verfahrens zu seiner Ausschaltung. *Mittel Grenzgeb Med Chir.* 1904; 13: 399-482.
6. Dräger H. Das Werden des Pulmotors. *Drägerhefte* 1917; 57/58:495-496.
7. Drinker P, Shaw LA. An apparatus for the prolonged administration of artificial respiration. I. A Design for adults and children. *J Clin Invest* 1929; 7(2):229-247.
8. Metha S, Hill NS. State of the Art. Noninvasive ventilation. *Am J Respir Crit Care Med* 2001; 163:540-577.
9. Trubuhovich RV. Notable Australian contributions to the management of the ventilatory failure of acute poliomyelitis. With special reference to the Both respirator and Dr. John A Forbes. *Crit*

- Care Resusc 2006; 8:383-393.
10. Hill NS. Clinical applications of body ventilators. *Chest* 1986; 90:897-905.
 11. Woolam CHM. The development of apparatus for intermittent negative pressure respiration. *Anaesthesia* 1976; 31:666-685.
 12. Linton DM. Cuirass ventilation: a review and update. *Crit Care Resusc* 2005; 7(1): 22-28.
 13. Lassen HC. A preliminary report on the 1952 epidemic of poliomyelitis in Copenhagen with special reference to the treatment of acute respiratory insufficiency. *Lancet* 1953;1:37-41.
 14. Engström CG. Treatment of severe cases of respiratory paralysis by the Engström Universal Respirator. *B Med J* 1954; 2: 666-669.
 15. Kacmarek RM. The mechanical ventilator: past, present, and future. *Respir Care* 2011; 56(8):1170-1180.
 16. Gregory GA, Kitterman JD, Phibbs RH, Tooley WH, Hamilton WK. Treatment of the idiopathic respiratory distress syndrome with continuous positive airway pressure. *N Engl J Med* 1971; 284:1333-1340.
 17. Clark RH, Gerstmann DR, Null DM, et al. Prospective randomized comparison of high-frequency oscillatory and conventional ventilation in respiratory distress syndrome. *Pediatr* 1992; 89:5-12.
 18. Kondili E, Prinianakis G, Alexopoulou C, Vakouti E, Klimathianaki M, Georgopoulos D. Respiratory load compensation during mechanical ventilation – proportional assist ventilation with load-adjustable gain factors versus pressure support. *Intensive Care Med* 2006; 32:692-699.
 19. Fernández J, Miguelena D, Mulett H, Godoy J, and Martín-Torres F. Adaptive support ventilation: State of the art review. *Indian J Crit Care Med* 2013;17(1):16-22
 20. Terzi N, Piquilloud L, Rozé H, Mercat A, Lofaso F, Delisle S, et al. Clinical review: Update on neurally adjusted ventilatory assist - report of a round-table conference. *Crit Care* 2012; 16:225.
 21. Kacmarek RM, Pirrone M, Berra L. Assisted mechanical ventilation: the future is now! *BMC Anesthesiology* 2015; 15:110
 22. Sulemanji D, Marchese A, Garbarini P, Wysocki M, Kacmarek RM. Adaptive support ventilation: An appropriate mechanical ventilation strategy for acute respiratory distress syndrome? *Anesthesiology*. 2009;111:863-870
 23. Marini J. Mechanical ventilation: past lessons and the near future. *Critical Care* 2013; 17(Suppl 1):S1
 24. Branson RD, Johannigman JA, Campbell RS, Davis K Jr. Closed-loop mechanical ventilation. *Respir Care* 2002; 47(4):427-451.
 25. Chatburn RL, Mireles-Cabodevila E. Closed-Loop Control of Mechanical Ventilation: Description and Classification of Targeting Schemes. *Respir Care* 2011; 56(1):85-98.
 26. Hamilton Medical G5 ventilator product information. https://www.hamilton-medical.com/es_CL/Products/Mechanical-ventilators/HAMILTON-G5/HAMILTON-G5-features.html#Dynamic-Lung. Accessed July 25, 2016.
 27. Hattler BG1, Lund LW, Golob J, Russian H, Lann MF, Merrill TL, Frankowski B, Federspiel WJ. A respiratory gas exchange catheter: in vitro and in vivo tests in large animals. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2002 Sep; 124(3):520-530.
 28. Eash HJ, Mihelc KM, Frankowski BJ, Hattler BG, Federspiel WJ. Evaluation of Fiber Bundle Rotation for Enhancing Gas Exchange in a Respiratory Assist Catheter. *ASAIO Journal* 2007; 53:368-373.
 29. Noble DW, Peek GJ. Extracorporeal membrane oxygenation for respiratory failure: past, present and future. *Anaesthesia*, 2010; 65:971-979.