



núcleo de ingeniería biomédica
facultades de medicina e ingeniería



universidad de la república

Modos de asistencia ventilatoria y métodos de detección del comienzo del esfuerzo inspiratorio espontáneo

Cedric Zoppolo¹

Docentes: Franco Simini, Jorge Lobo, Daniel Geido, Marcelo David.

Monografía vinculada a la conferencia del Prof. Agr. Dr. Javier Hurtado (Hospital de Clínicas) sobre "Monitoreo de parámetros respiratorios y ventilación mecánica en Medicina Intensiva" del 17 de abril de 2007, en el XVI Seminario de Ing. Biomédica.

Email: Cedric Zoppolo - cedriczg[en]gmail[.]com;

Resumen

Fundamento - A la hora de realizar una ventilación mecánica en un paciente en tratamiento intensivo es de vital importancia determinar el momento en que comienza la inspiración natural del paciente si se desea realizar una asistencia ventilatoria sincronizada con el paciente.

La posibilidad de asistir al paciente de forma sincronizada es fundamental en pacientes neonatales. [2]

Metodología - Se estudian los diferentes modos de asistencia ventilatoria, así como los métodos actualmente en uso y otras posibles implementaciones, para lograr la detección del comienzo del esfuerzo inspiratorio espontáneo.

Se describen los modos de ventilación mandatoria intermitente (IMV), Volúmen Minuto Mandatoria (MMV), Ventilación con liberación de la presión en las vías aéreas (APRV) y se analiza el uso de modos ventilatorios alternativos.

Se presentan diversos métodos de detección del esfuerzo inspiratorio espontáneo del paciente, como ser la presión pleural, la detección acústica y señales eléctricas provenientes de los centros nerviosos.

Resultados - Los métodos de detección del comienzo del esfuerzo inspiratorio pueden ser mejorados e implementados en equipos que permitan obtener de dicha señal una retroalimentación para realizar una asistencia más eficiente.

Existe una gran variedad de modos ventilatorios Sin embargo aquellos que son utilizados con mayor frecuencia son los ya existentes desde los inicios, y no las nuevas modalidades que pudieran ofrecer ciertas ventajas.

Palabras clave - Asistencia ventilatoria, sincronización, esfuerzo inspiratorio, modos de ventilación.

1. Introducción

Con el fin de automatizar algunas funciones respiratorias, como lo harían los centros neurológicos del propio paciente, se han propuesto a lo largo de la historia patrones de asistencia ventilatoria que se retroalimentan y ajustan con información obtenida en tiempo real. Sin embargo el afán por crear nuevas utilidades ha dado lugar a la invención de opciones o modalidades nunca probadas en la práctica clínica, que sin embargo no dejan de ser curiosidades tecnológicas. Tal es el caso del prototipo AUTOVENT, cuya utilidad fue demostrar que la idea de realizar el control automático de los parámetros del ventilador en base a variables derivadas del paciente (CO_2) no tiene correlato de validación clínica que le continúe [1].

2. Modos Ventilatorios

En la actualidad existen diversos modos de realizar la ventilación asistida, que han ido evolucionando con el tiempo.

Los primeros respiradores, llamados controladores, mantenían la respiración del paciente de forma autoritaria, sin tener en cuenta los intentos de respiración natural del paciente. Luego, se fueron agregando mecanismos de asistencia y los ventiladores fueron capaces de proveer respiraciones asistidas, funcionando entonces como asistidores. Algunos respiradores también fueron capaces de entregar respiraciones asistidas con un ritmo controlador de seguridad. Éstos se llamaron asistidores/controladores.[5]

2.1. Ventilación mandatoria intermitente

Tiene como propósito permitir que un paciente sometido a Ventilación Mandatoria (VM) pueda realizar respiraciones espontáneas intercaladas entre las insuflaciones del respirador.

La ventilación mandatoria intermitente (IMV) fue introducida en la década de 1970 junto con la ventilación mandatoria intermitente sincronizada (SIMV), donde la respiración mandatoria es disparada por el paciente. Con la IMV, el paciente recibe respiraciones mandatorias, limitadas por volumen, a intervalos temporizados. Las respiraciones mandatorias SIMV están sincronizadas con los esfuerzos inspiratorios del paciente.

2.2. Volumen minuto mandatorio

Más tarde, se introdujo en Europa el volumen minuto mandatorio (MMV). Con MMV, el paciente debe respirar el volumen minuto preseleccionado en el equipo, de otro modo el ventilador agregará a los esfuerzos del paciente, respiraciones mandatorias limitadas por volumen.

2.3. Ventilación con liberación de la presión en las vías aéreas

La ventilación con liberación de la presión en las vías aéreas (APRV) apareció en la literatura en 1987. Con este tipo de ventilación, el paciente respira sobre un valor de presión algo elevado. Este nivel se libera periódicamente, causando movimiento de gas fuera de los pulmones del paciente.

2.4. Modalidades alternativas

Actualmente, además de los citados previamente, existen varios modos ventilatorios utilizados y en desarrollo. También existen modificaciones ventilatorias que se pueden aplicar en los mismos.

En un estudio reciente de Esteban et al realizado en 412 UCI de siete países: España, Portugal, Estados Unidos, Argentina, Brasil, Chile y Uruguay, con 4153 pacientes el 93 % de los pacientes estaban ventilados con modalidades convencionales y que las modalidades alternativas y las nuevas modalidades están representadas por el 7 % restante.[6]

3. Señal de detección para el esfuerzo inspiratorio espontáneo

El elemento clave implicado en el éxito de cualquier sistema sincronizado es la capacidad del sistema para detectar el comienzo del esfuerzo inspiratorio espontáneo del paciente y responder de forma inmediata liberando una respiración mecánica.[2]

La señal de detección:

1. Debe ser una Medición Segura del esfuerzo respiratorio.
2. Debe minimizar Artefactos que pudieran proceder de otras fuentes.

Para lograr diferenciar el ciclo de inspiración pueden utilizarse entre otras señales: la presión pleural, el sonido generado por el paciente en la inspiración y la impedancia eléctrica entre dos puntos debidamente seleccionados en el pecho del paciente.

3.1. Presión pleural

La pleura es una membrana compuesta por dos delgadas láminas que tapizan los pulmones y la pared torácica. Entre ambas existe una escasa cantidad de líquido seroso que permite el desplazamiento de esas estructuras anatómicas durante la respiración. Entre dichas membranas puede medirse la llamada presión pleural. Sin embargo dicho espacio no puede ser abordado sin dañar las estructuras pulmonares que lo comprenden.

La presión pleural ofrece información vital respecto al comienzo del proceso de inspiración, ya que su valor normal al comienzo de la inspiración es negativo en algunos pocos cmH_2O .

Debido a que el espacio pleural no puede ser abordado fácilmente, se toma la presión esofágica (P_{es}) como equivalente aceptable.[1]

En la figura 1 se observa un sistema ventilatorio que hace uso de la P_{es} .

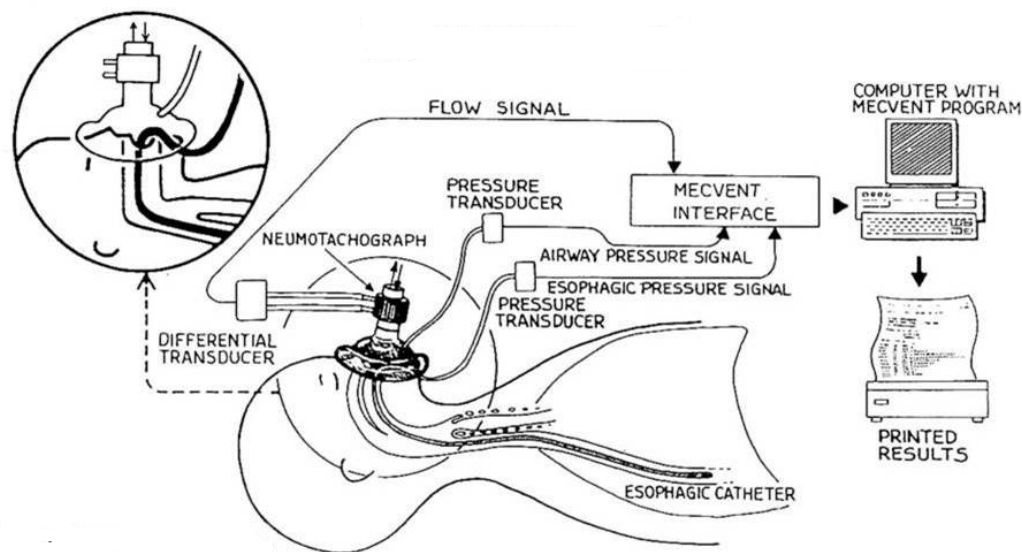


Figura 1: Sistema ventilatorio MECVENT. J. Perinat Med. 20 (1992).

3.2. Detección acústica

Utilizando la mejor ubicación posible sobre la pared pectoral y la señal traqueal, un algoritmo de detección de fase puede ser desarrollado y logrado sin utilizar la medición del flujo de aire, obteniendo una certeza del 100 %.

Durante el monitoreo acústico de la deglución, las fases respiratorias pueden ser determinadas directamente a través de la medida del flujo aéreo utilizando un pneumotacómetro (que transforma un flujo aéreo en un ΔP proporcional al flujo), cánula nasal conectada a un transductor de presión, o mediante medios directos, es decir, detección de los movimientos abdominales y/o pectorales utilizando Pletismografía de Inductancia Respiratoria (RIP), strain gauges, o magnetómetros.

El uso combinado de la cánula nasal conectado a un transductor de presión en adición a la medición de la inductancia respiratoria para seguir los cambios volumétricos ha probado ser el mejor acercamiento en la asistencia a patrones de respiración y deglución.[4]

3.3. Señales eléctricas provenientes de los centros nerviosos

Tal vez la opción más lejana en su posible implementación es la detección del pulso eléctrico enviado por el centro motor de respiración. Éste se da antes de la inspiración misma, o sea se podría detectar antes del cambio en la presión pleural. El principal problema es la obtención de dicha señal, determinar qué sucede a nivel nervioso en el inicio de la inspiración.

Existe un dispositivo llamado sincronizador de ventilación. Uno de sus aspectos está basado en la observación que cuando una persona respira, la impedancia eléctrica entre dos puntos seleccionados del pecho de la persona cambiarán de manera tal que la respiración espontánea de la persona puede ser detectada a través de dicha impedancia. Por ende una señal de control para la inspiración puede ser derivada de dicha impedancia eléctrica mediante un disparo en el gas de un respirador. [8]

4. Conclusiones

Para lograr una buena asistencia ventilatoria al paciente es de vital importancia seleccionar un modo de asistencia adecuado a la circunstancia. Por otro lado una detección temprana de la señal natural que el paciente pudiera producir para señalar el comienzo de una nueva inspiración puede ayudar a mejorar aún más la asistencia. Este es el caso en pacientes neonatales.

La decisión de aplicar una modalidad particular de ventilación, sin embargo, debe basarse en una comprensión de la fisiología subyacente. Sólo porque una nueva modalidad haga lo que dice hacer, no quiere decir que sea más útil, que las modalidades ya existentes.

Agradecimientos

Al Dr. Javier Hurtado por su guía para la realización de este artículo. Al Ing. Franco Simini por sus aportes a la corrección del trabajo. A mi padre Jorge Zoppolo por aportarme material referente al funcionamiento de la respiración.

Referencias

1. Simini F., *Ingeniería Biomédica - perspectivas desde el Uruguay*, Universidad de la República Oriental del Uruguay, 2007.
2. Regidor Sáez J., *Ventilación mecánica convencional en el recién nacido*, diciembre 2000. <http://www.fhalcorcon.es/areamedica/serviciosmedicos/pediatrica/protocolos/ventilacionrn.asp>.
3. Puritan Bennett, Tyco Healthcare. www.puritanbennett.com.
4. Moussavi Z., Leopando M., Pasterkamp H., Rempel G., *Computerized Acoustical Respiratory Phase Detection without Airflow Measurement*, Department of Electrical Engineering, University of Manitoba, Department of Pediatrics, University of Manitoba, Winnipeg, Manitoba. http://www.ee.umanitoba.ca/~mousavi/research/research_acoustic.htm.
5. Bioingeniería on the net. <http://www.bioingenieros.com>.
6. Hernández García A., Triolet Gálvez A., *Modos de Ventilación Mecánica*. Unidad de Cuidados Intensivos, Hospital Universitario General Calixto García Iñiguez. http://bvs.sld.cu/revistas/mie/vol1_1_02/mie14102.htm.
7. Stawitcke, Frederick A., Mordan W., Jimison H., Piziali R., Ream A., *Medical ventilator device parametrically controlled for patient ventilation*. May 1984. <http://www.freepatentsonline.com/4448192.html>.
8. Visveshwara N., Freeman, B., *Ventilation synchronizer*, April 1990. <http://www.freepatentsonline.com/4915103.html>

¹**Cedric Zoppolo** Nació en Montevideo, Uruguay, el 27 de enero de 1981 y aún sigue siendo estudiante de Ingeniería Eléctrica en la Facultad de Ingeniería, Universidad de la República.