



Editorial

Ventilación mecánica no invasiva. Reflexiones sobre la monitorización a domicilio



Noninvasive Mechanical Ventilation. Reflections on Home Monitoring

Manel Luján^{a,b,*} y Xavier Pomares^a^a Servei de Pneumologia, Hospital de Sabadell, Corporació Parc Taulí, Universitat Autònoma de Barcelona, Sabadell, España^b CIBERES, Cíber de enfermedades respiratorias, España

La ventilación mecánica no invasiva (VMNI) a domicilio se inició en nuestro entorno a principios de los años noventa como forma de tratamiento de los pacientes con insuficiencia respiratoria crónica secundaria a alteraciones ventilatorias restrictivas o patología neuromuscular, si bien posteriormente ha demostrado también su eficacia en pacientes con síndromes de hipoventilación asociados a obesidad y, en menor medida, en ciertos pacientes con enfermedad pulmonar obstructiva crónica en fase estable. De forma paralela, surgió el interés por conocer si los parámetros seleccionados se adecuaban a las necesidades del paciente cuando este utilizaba la VMNI en su entorno domiciliario. Así se generalizó el uso de la pulsioximetría nocturna continua como *gold standard* de monitorización domiciliaria en los centros prescriptores de ventilación. El gran problema de la pulsioximetría ha sido sin duda su falta de especificidad para correlacionarla con patrones de interacción paciente-ventilador determinados. En otras palabras, se detectaban las consecuencias de los episodios adversos (desaturaciones), pero existía un conocimiento limitado de las causas y, por tanto, de las potenciales soluciones.

Con el objetivo de mejorar las prestaciones de la pulsioximetría han aparecido en los últimos años, y mayormente vinculados a las empresas fabricantes de ventiladores, una serie de sistemas poligráficos simplificados que ofrecen un conjunto de datos relacionados con la mecánica respiratoria del paciente mientras utiliza el ventilador y que son descargables de la memoria interna del ventilador. El objetivo principal es ofrecer al clínico una información adicional de las potenciales causas de períodos de ventilación inadecuada con los hechos a nivel fisiopatológico que las ocasionan (fugas no intencionales por la interfase, episodios de vía aérea superior no corregidos, asincronías, etc.). Con el paso de los años, prácticamente cada empresa fabricante de ventiladores ha desarrollado su propio sistema de descarga y presentación en pantalla de datos¹. Sin embargo, a nuestro modo de ver, las prestaciones y la fiabilidad de dichos dispositivos, cuyo uso se ha generalizado hoy en día, deben ser analizadas en profundidad.

La primera premisa que debe conocer el clínico es que existen una serie de valores proporcionados por dichos softwares que no son directamente medidos, sino que, en sistemas de tubuladura única (los más utilizados en VMNI a domicilio), son estimados a partir de las mediciones internas del ventilador. En dichos sistemas de tubuladura única el ventilador conoce el total de gas que proporciona durante las diferentes fases del ciclo respiratorio, pero debe discriminar entre la cantidad que corresponde al volumen corriente y la de las fugas (tanto intencional como no intencional). De ello se deduce que ambos parámetros son estimados a partir de una serie de algoritmos. El primer punto que sorprende es que prácticamente ningún ventilador domiciliario dispone de un sistema por el cual discrimine el valor de fuga intencional, sea mediante la posibilidad de efectuar un test de fugas (construcción de una curva presión-fugas, con oclusión distal al punto de fuga) o seleccionando la interfase concreta utilizada en un menú integrado en el propio ventilador. Evidentemente, el valor de fuga intencional es diferente en función de si utilizamos una interfase nasobucal, nasal o una mascarilla modelo Adams, y conocer ese valor es importante no solo para discriminar la fuga intencional de la no intencional, sino también para la estimación del volumen corriente.

En cuanto a la determinación de la fiabilidad en el entorno de laboratorio, uno de los primeros análisis de validación de dichas estimaciones fue el realizado por Contal et al.². En dicho estudio se analizaron 7 ventiladores, en un entorno con mecánica respiratoria, esfuerzo y nivel de fuga incremental continua conocida y controlada. Los resultados demostraron que todos los ventiladores analizados infraestimaron en mayor o menor cuantía el volumen corriente, y que asimismo existía una gran disparidad en cuanto a la estimación de fugas. A nuestro modo de ver, lo realmente importante del estudio no es la magnitud de las desviaciones, sino las diferencias entre dispositivos, que son más atribuibles a diferencias de algoritmos estimativos que a la propia variabilidad de los sensores utilizados. En un modelo experimental muy similar, nuestro grupo demostró que una de las posibles razones de la infraestimación podría ser atribuida a una falta de compensación de la pérdida de presión producida en la tubuladura³. Si se considera que los ventiladores calculan la fuga como una función de la presión, entenderemos que puede ser diferente estimarla en función de la presión

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: mlujan@tauli.cat (M. Luján).

medida dentro del propio ventilador o al final de una tubuladura de 2 m de longitud.

Estos resultados se han obtenido en diseños experimentales de fuga continua, pero lo cierto es que el comportamiento de las fugas en el entorno clínico no debería simplificarse de esta manera. En un diseño posterior, se analizó el comportamiento de los mismos parámetros mediante un modelo de fuga aleatoria dinámica, con predominancia en una u otra fase del ciclo. Los resultados en el modelo de fuga predominante durante la inspiración (el más plausible desde el punto de vista clínico) fueron diametralmente opuestos al modelo de fuga continua. Es decir, se sobreestimaba el volumen corriente, en porcentajes que podían alcanzar el 30% del volumen real⁴. Y debería considerarse especialmente preocupante el hecho de que muchos de estos ventiladores incorporan además modos ventilatorios de control dual (presión soporte con volumen asegurado) en los cuales el propio dispositivo toma decisiones (incremento o descenso de presión soporte) en base a la estimación que efectúa del volumen corriente.

Parece evidente que todos estos detalles invitan a una reflexión por parte de fabricantes y prescriptores de VMNI. No en balde el grupo de expertos SomnoNIV concede a los softwares de monitorización un grado bajo de evidencia, por no estar validados clínicamente ni estar confeccionados en base a recomendaciones de sociedades científicas⁵. La escasa experiencia clínica en la literatura con su uso tampoco invita al optimismo^{6,7}. Evidentemente, los algoritmos de estimación de parámetros del ventilador son desarrollados por las empresas fabricantes, y pertenecen a sus respectivos departamentos de investigación y desarrollo, pero a la vista de los resultados de fiabilidad realizados por grupos independientes, dichos algoritmos deberían ser puestos de manifiesto y homogeneizados. Si ello no es posible, la alternativa debería ser el desarrollo de herramientas independientes de monitorización que contengan los parámetros necesarios para proporcionar la información mínima y suficiente acerca de la interacción paciente-ventilador en su entorno habitual. Dichos dispositivos deberían poder cumplir la

doble función de ser capaces de transmitir información en tiempo real y almacenar la misma para su análisis posterior. En otras palabras, se trata de desarrollar sistemas de poligrafía independientes, con captura de señal real en la rama del propio ventilador y lo suficientemente simplificados para ser aplicables en el domicilio del paciente, de manera análoga a como se realiza la monitorización en las unidades de trastornos respiratorios del sueño.

Financiación

Ninguna.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflicto de intereses.

Bibliografía

1. Luján M, Sogo A, Monsó E. Software de monitorización de ventilación mecánica domiciliaria: ¿medir más o medir mejor? Arch Bronconeumol. 2012;48:170–8.
2. Contal O, Vignaux L, Combesure C, Pepin JL, Joliet P, Janssens JP. Monitoring of non-invasive ventilation by built-in software of home bi-level ventilators: A bench study. Chest. 2012;141:469–76.
3. Luján M, Sogo A, Pomares X, Monsó 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. Resp Care. 2013;58:770–7.
4. Sogo A, Montanyá J, Monsó E, Blanch L, Pomares X, Luján M. Effect of dynamic random leaks on the monitoring accuracy of home mechanical ventilators: a bench study. BMC Pulm Med. 2013;13:75.
5. Janssens JP, Borel JC, Pepin JL, SomnoNIV group. Nocturnal monitoring of home noninvasive ventilation: The contribution of simple tools such as pulse oximetry, capnography, built-in ventilator software and autonomic markers of sleep fragmentation. Thorax. 2011;66:438–45.
6. Pasquina P, Adler D, Farr P, Bourqui P, Bridevaux PO, Janssens JP. What does built-in software of home ventilators tell us? An observational study of 150 patients on home ventilation. Respiration. 2012;83:293–9.
7. Fernandez R, Rubinós G, Rodríguez F, García A, Rodríguez P, Casan P. Home mechanical ventilation through mask: Monitoring leakage and nocturnal oxygenation at home. Respiration. 2013;85:132–6.