



## REVISIÓN

### Monitorización de la ventilación no invasiva

*Autores: Casado ME<sup>1</sup>, Vargas R<sup>1</sup>, Jiménez V<sup>1</sup>, Peirón MJ<sup>1</sup>, Peñas JM<sup>1</sup>*

<sup>1</sup> Sección de Neumología. Hospital Virgen de la Luz. Cuenca

#### Resumen:

El seguimiento de eficacia en la ventilación no invasiva (VNI) se basa, por lo general, en los datos recogidos de la historia clínica sobre la presencia de síntomas de hipoventilación nocturna, los controles gasométricos diurnos y la pulsioximetría nocturna. El sueño puede inducir cambios profundos en la ventilación, en particular en los pacientes con insuficiencia respiratoria. Estos cambios también pueden verse agravados por los ajustes del dispositivo de VNI que además, pueden producir alteraciones del sueño por sí mismos. Podemos ampliar los métodos de evaluación y usar otros controles como la capnografía transcutánea, los registros de los propios equipos de VNI, la poligrafía (PG) o incluso la polisomnografía (PSG) para detectar estos eventos.

La importancia de identificar los eventos anormales que se producen en relación con la VNI estriba en que estos tienen un impacto negativo en la calidad de sueño y en el control de la hipoventilación nocturna. Su detección permitirá seleccionar los parámetros del ventilador y la interfaz más adecuada y así mejorar la tolerancia y la efectividad de la VNI.

Es indudable que la monitorización de la VNI ha experimentado una progresión cualitativa importante, aunque es necesario un consenso para determinar el grado ideal de monitorización y mejorar la validez y diseño de los registros de los equipos de ventilación.

**Palabras clave:** Ventilación no invasiva; monitorización respiratoria.

**Keywords:** Noninvasive ventilation; respiratory monitoring.

#### Introducción:

La VNI como forma de tratamiento de los pacientes con insuficiencia respiratoria hipercápnica crónica se inicia a principios de los años noventa en nuestro país. El objetivo de este tratamiento es disminuir el trabajo de los músculos respiratorios y corregir la hipoxemia y/o hipercapnia a través del aumento de la ventilación alveolar mejorando así el intercambio gaseoso<sup>1</sup>.

Las distintas enfermedades que reciben ventilación mecánica presentan alteraciones del sueño ligadas a la propia enfermedad, no solo por el efecto de la VNI. Los pacientes con enfermedades neuromusculares presentan fragmentación del sueño, baja eficiencia del mismo, aumento de la fase 1, reducción del sueño REM, presencia de apneas centrales, mixtas, hipoventilación y, con menos frecuencia, apneas obstructivas. En el síndrome de hipoventilación por obesidad (SHO) los trastornos del sueño son muy frecuentes y se asocian a síndrome de apnea hipopnea del sueño (SAHS) en un 80-90% de los casos. La hipoventilación sin SAHS y las apneas centrales son menos frecuentes. Los pacientes con enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) tienen

fragmentación del sueño y desaturaciones frecuentes durante el sueño REM.

En relación con la ventilación se producen eventos respiratorios complejos: aumentos en la resistencia de la vía aérea superior, fugas o asincronías paciente-ventilador (APV), que también pueden tener un efecto perjudicial sobre la calidad del sueño y el control de la hipoventilación nocturna<sup>2</sup>.

La VNI ha demostrado su eficacia en pacientes con enfermedades de la caja torácica o patología neuromuscular, donde mejora los parámetros respiratorios, la oxigenación, la supervivencia, la calidad de vida y la calidad de sueño, y en pacientes con SHO, donde mejora las anomalías en el intercambio gaseoso y la calidad de vida.<sup>3</sup> Su papel en la EPOC es controvertido. Un metaanálisis muestra que la VNI en pacientes con EPOC estables hipercápnicos no tiene efectos clínicos o estadísticos en el intercambio de gases, la tolerancia al ejercicio, la calidad de vida, la función pulmonar o la eficiencia del sueño<sup>4</sup>. A pesar de esta falta de evidencia para apoyar el uso de la VNI en el paciente con EPOC, es una indicación frecuente en Europa. Dada la diversidad de resultados en los estudios en estos pacientes sería importante realizar una monitorización que permita

identificar los eventos anormales que se producen en relación con la VNI y mejorar el ajuste de los parámetros del ventilador. Se ha establecido que las APV son frecuentes en los pacientes sometidos a VNI crónica que se consideran correctamente tratados<sup>5</sup>. Las APV tienen un impacto negativo en la calidad del sueño y, potencialmente, en la eficacia del tratamiento en el caso de los pacientes con EPOC. El control de la pulsioximetría y la capnografía transcutánea por sí solos no exploran este aspecto de la terapia adecuadamente. Por lo tanto, en casos seleccionados, ampliar la monitorización con PG o PSG permitiría un mejor ajuste de la VNI para los pacientes con ventilación domiciliar y obtener unos mejores resultados de la misma en los pacientes con EPOC.

### Monitorización en pacientes con VNI:

Disponemos de herramientas simples que pueden proporcionar información importante en el control de la

VNI (Tabla 1). La *pulsioximetría* detecta las desaturaciones prolongadas o breves y las recurrentes, sin embargo, la especificidad de los trazados de la pulsioximetría es baja. La *capnografía transcutánea* ayuda a discriminar entre la hipoxemia relacionada con las alteraciones ventilación/perfusión (V/Q) y la hipoventilación, aunque no discrimina si es inducida por APV, episodios de apnea/hipopnea centrales o bien por el cierre de la glotis. Los datos proporcionados por el *software de ventilador* pueden ayudar al clínico a determinar las causas de la hipoventilación mediante la estimación del volumen minuto, el volumen corriente, las fugas y la frecuencia respiratoria o la demanda inspiratoria del paciente, aunque está pendiente la validación de estas señales por estudios independientes. Señales como la amplitud de la onda de pulso de la señal de la pulsioximetría pueden ser un marcador del tono simpático que proporcione información fiable de la fragmentación del sueño<sup>6</sup>.

Método	Importancia	Ventajas	Limitaciones
<b>Pulsioximetría</b>	Las desaturaciones están consideradas como determinantes de los trastornos neurocognitivos y cardiovasculares	Bajo coste, sencillez de uso, escaso tiempo de preparación y de respuesta	Artefactos de movimiento, influencia de la perfusión tisular, baja especificidad
<b>Capnografía</b>	Marcador de la ventilación alveolar	Sencillez de uso, escaso tiempo de preparación y de respuesta	Ocasional falta de concordancia con la PaCO <sub>2</sub> , coste
<b>Sistemas integrados en los ventiladores</b>	Información sobre la mecánica respiratoria (volumen corriente, ventilación minuto, distensibilidad, frecuencia respiratoria, eventos respiratorios, fugas...)	Múltiples señales disponibles, información en tiempo real, registro de historial	Variabilidad entre dispositivos, escasa validación
<b>Pruebas de sueño</b>	Información completa durante el sueño	Múltiples canales disponibles	Limitación de acceso

**Tabla 1.** Métodos para la monitorización de la ventilación mecánica domiciliar

*Pulsioximetría.* Las desaturaciones están consideradas como uno de los principales determinantes de los trastornos neurocognitivos y cardiovasculares que ocurren durante la insuficiencia respiratoria crónica. Su detección permitiría prevenir la evolución hacia hipertensión pulmonar y *cor pulmonale*.

La pulsioximetría (SpO<sub>2</sub>) tiene la ventaja de un bajo coste, sencillez de uso y permitir una valoración en tiempo real. El registro nocturno es uno de los instrumentos de monitorización más recomendados. La oximetría de pulso es una herramienta de control valiosa para los pacientes estables con ventilación domiciliar que no parecen tener ningún problema relacionado con la VNI y que no están recibiendo oxigenoterapia asociada.

Curiosamente, no hay directrices precisas sobre lo que debe considerarse como satisfactorio en términos de oxigenación nocturna durante la VNI domiciliar. Sin embargo, el mantenimiento de una saturación nocturna adecuada disminuye las posibilidades de aparición de una hipertensión pulmonar secundaria, mejora la función de los músculos respiratorios y, en pacientes con hipoxemia diurna, la supervivencia. Según lo indicado

por Langevin *et al*<sup>7</sup>, la SpO<sub>2</sub> es clave en la monitorización de la ventilación. Sin al menos un control adecuado de la oxigenación, la configuración de un ventilador no se podría aceptar como correcta. Un objetivo razonable sería ajustar los parámetros del ventilador para obtener una SpO<sub>2</sub> nocturna con una media de saturación  $\geq 90\%$ , con  $<10\%$  del tiempo total de grabación con saturación  $<90\%$  después de la corrección de fugas. El suplemento de oxígeno se facilitará solamente en el caso de alteraciones V/Q no resueltas mediante VNI.

El problema de la SpO<sub>2</sub> es su falta de especificidad, ya que detecta las consecuencias de los eventos adversos pero no permite establecer las causas. Algunos patrones podrían ser útiles para identificar trastornos respiratorios relacionados con el sueño, pero las desaturaciones en pacientes que están utilizando VNI deben ser interpretadas con más cautela. Las desaturaciones recurrentes pueden reflejar, por ejemplo, la inestabilidad de la vía aérea superior y los eventos obstructivos residuales, la disminución del estímulo ventilatorio, con o sin cierre de la glotis, o las fugas repetidas interrumpidas por microdespertares. Los eventos centrales, como la disminución del estímulo respiratorio, con o sin cierre

de la glotis, pueden ser eventos residuales insuficientemente corregidos por la VNI en pacientes con síndromes de apnea del sueño central o inducidos por la ventilación de por sí. Las desaturaciones prolongadas pueden reflejar alteraciones de la V/Q sin asociar hipoventilación alveolar. Desaturaciones prolongadas (10-30 minutos) con una aceleración asociada de la frecuencia cardíaca, que ocurren aproximadamente cada 90-120 minutos durante el sueño, son típicas de hipoventilación del sueño REM<sup>6</sup>. En pacientes con ventilación, sin embargo, el mismo aspecto puede también ser el resultado de fugas prolongadas o presión de soporte insuficiente, independientemente de la etapa del sueño.

La SpO<sub>2</sub> tiene sus limitaciones. Puede dar artefactos en la medida por el movimiento y la influencia de la perfusión tisular. La información proporcionada también depende del dispositivo utilizado y sus ajustes, sobre todo la frecuencia de muestreo. La frecuencia de muestreo (una media de 25 veces por segundo) y del filtrado digital por promedio de señal (entre 2 y 21 s) varía considerablemente entre dispositivos. La precisión de la SpO<sub>2</sub> es del 2-6% en comparación con la gasometría arterial. Además, si comparamos con los resultados obtenidos por una gasometría, cuando la saturación de hemoglobina es >90%, la exactitud de SpO<sub>2</sub> es de  $\pm 2\%$ . Sin embargo, para valores <80% la precisión puede disminuir considerablemente con una tendencia hacia lecturas menores. Por otra parte, en sujetos en tratamiento con oxígeno, la SpO<sub>2</sub> no es tan fiable para la detección de hipoventilación.

La amplitud de la onda de pulso (AOP) medida por fotopletoxiografía puede ser grabada usando los pulsioxímetros convencionales. Los microdespertares se asocian con aumentos momentáneos en la actividad simpática. Una amplia gama de parámetros fisiológicos cardiovasculares, como la frecuencia cardíaca, la presión arterial, el tiempo de tránsito del pulso y la AOP, están relacionados con el tono simpático y se han utilizado como métodos indirectos para detectar la fragmentación del sueño. Respuestas vasoconstrictoras periféricas asociadas a microdespertares son visualmente identificables como marcadas reducciones en la AOP, por lo tanto, un simple registro de oximetría durante la VNI puede proporcionar información no sólo sobre las desaturaciones, sino también de la fragmentación del sueño.<sup>6</sup>

Los valores de la SpO<sub>2</sub> nocturna junto con los controles gasométricos diurnos son las herramientas más empleadas en la monitorización, aunque los gases diurnos no siempre son representativos de los valores nocturnos de presión arterial de CO<sub>2</sub> (PaCO<sub>2</sub>) y una saturación media durante el sueño aceptable puede estar asociada con importantes eventos respiratorios nocturnos o un mal control de la hipoventilación nocturna. Por lo tanto, son un primer paso para la detección de eventos respiratorios nocturnos y, junto con la historia clínica y la gasometría, deben ser utilizados en pacientes con VNI estables como una herramienta para identificar a aquellos que puedan requerir otros estudios más detallados y costosos.

*Capnografía.* La única manera de determinar si las desaturaciones están relacionadas con la alteración V/Q o con hipoventilación alveolar es a través de la medición de CO<sub>2</sub> nocturno. El control con catéter arterial es el *gold standard*, aunque su uso se limita a las unidades de cuidados intensivos. La medición de gases al final de la noche tampoco resulta válida, pues estos se obtienen tras un periodo de ventilación espontánea, lo que no refleja la situación durante el sueño. Otra opción es la medición de CO<sub>2</sub> en aire exhalado, aunque es un mal predictor de PaCO<sub>2</sub>, ya que varía en función del espacio muerto, del patrón respiratorio del paciente y de la enfermedad pulmonar subyacente.

La medición de CO<sub>2</sub> transcutáneo (PtcCO<sub>2</sub>) es el más empleado en la monitorización de la VNI. El CO<sub>2</sub> tiene una solubilidad alta y difunde fácilmente a través de la piel. La mayoría de los equipos utilizan el electrodo *Severinghaus* que se compone de un electrodo de vidrio sensible al pH y un electrodo de referencia de plata/cloruro de plata y un calentador. Los electrodos se bañan en una solución de electrolitos que se cubre con una membrana de teflón permeable a los gases. Al calentar la piel se produce una hiperemia local que mejora la permeabilidad y la difusión de gases para obtener lecturas de CO<sub>2</sub> más cercanas a los valores de PaCO<sub>2</sub>. El CO<sub>2</sub> difunde desde la piel a través de la membrana y reacciona con el agua para formar H<sub>2</sub>CO<sub>3</sub>, que modifica el pH en la solución de electrolito. Los cambios en el pH están relacionados con PtcCO<sub>2</sub> de acuerdo con la ecuación de Henderson-Hasselbach. La señal producida es la diferencia de voltaje entre el electrodo de pH y el electrodo de referencia de plata/cloruro de plata. Los valores de PtcCO<sub>2</sub> son obtenidos tras utilizar factores de corrección del *software* del sistema para compensar tanto la temperatura del sensor como la temperatura del paciente.

Las principales limitaciones son las molestias locales que pueden aparecer si no se usa correctamente, quemaduras cutáneas principalmente, y la necesidad de un posicionamiento adecuado del electrodo. Otras limitaciones de la técnica son la necesidad de recalibración y el consumo de materiales, que precisa cambios de la membrana de forma periódica para asegurar la suficiente precisión de la medición transcutánea y el coste de los equipos. Estas limitaciones se han mejorado mucho en los dispositivos más actuales que permiten realizar grabaciones de forma continua durante 8 horas a una temperatura de sonda de 43°C sin ninguna molestia local o deriva significativa de la señal. Hay sensores para el lóbulo de la oreja, validados en la atención aguda y crónica, lo que facilitaría su uso rutinario y se pueden realizar mediciones sin problemas en obesos.

La técnica muestra una elevada concordancia con la medida invasiva del CO<sub>2</sub> mediante gasometría, incluso cuando se usa ventilación mecánica, pero hay que tener en cuenta un tiempo de retraso (1-2 minutos) en la medición de la PtcCO<sub>2</sub>, que impide el seguimiento de los cambios rápidos en la PaCO<sub>2</sub>, como los que podrían estar asociados a eventos respiratorios o fugas.

*Sistemas integrados en los ventiladores.* El objetivo es ofrecer información de las posibles causas de ventilación inadecuada: obstrucción de la vía aérea, fugas, asincronías. Los datos recogidos por los equipos pueden estar disponibles para ser descargados de diversas formas<sup>6</sup>:

- Un *informe resumen*, es decir, la tendencia de cada parámetro registrado durante un período de tiempo determinado. Dependiendo de los fabricantes y los equipos, se proporcionan los parámetros del ventilador, datos de cumplimiento, frecuencia respiratoria, volumen corriente, ventilación por minuto, fugas y los ciclos respiratorios desencadenados por el paciente/equipo. Hay que tener en cuenta que el porcentaje de ciclos respiratorios desencadenados por el paciente es también una estimación que debe interpretarse con precaución. Un bajo porcentaje de ciclos activados (espontáneos) se puede interpretar como debido a que la frecuencia respiratoria del paciente es capturada por el ventilador o a que el ventilador no detecta esfuerzo inspiratorio del paciente. Algunos equipos, incluso, aportan datos de apneas e hipopneas para los que aplican algoritmos similares a los incorporados en un equipo de autoCPAP. Es posible que, dadas las diferencias, la medida sea inexacta en los pacientes durante la VNI.
- Un *análisis de los datos detallados*: los datos en bruto de un parámetro dado se pueden analizar ciclo por ciclo.
- En algunos casos, los equipos permiten incorporar un *estudio poligráfico simultáneo*. En esta situación, mediante la adición de un módulo externo conectado al ventilador, se añaden parámetros fisiológicos como la saturación de oxígeno, la frecuencia cardíaca y el esfuerzo respiratorio y se muestran además de las señales ya almacenadas por el dispositivo de forma conjunta.

Pueden proporcionar datos de las ondas básicas de flujo, presión y volumen-tiempo respiración a respiración, con una resolución en pantalla que permita una lectura fiable de los trazados, aunque no todos los fabricantes ofrecen la misma frecuencia de adquisición de señal. Con frecuencias inferiores a 10 Hz (10 puntos por segundo) algunos detalles de la gráfica con trascendencia clínica pueden pasar desapercibidos.

La información proviene de mediciones directas (sensores) o estimaciones (algoritmos matemáticos) a partir de mediciones internas del ventilador, como sucede en los sistemas de tubuladura única, los más utilizados en VNI. En estos sistemas el ventilador conoce el volumen total de gas que proporciona en las diferentes fases del ciclo respiratorio, pero debe discriminar entre el que corresponde a volumen corriente y el de las fugas, tanto la fuga intencional (a través de los orificios/válvulas de espiración) como la no intencional. No es frecuente que un ventilador domiciliario disponga de un sistema por el cual se discrimine el valor de fuga intencional, bien mediante la posibilidad de efectuar un test de fugas (construcción de una curva presión-fugas,

con oclusión distal al punto de fuga) o bien, en su defecto, incluir un listado de selección del modelo de mascarilla empleado, aunque esto permitiría una mejor estimación del volumen corriente. Evidentemente, el valor de fuga intencional es diferente en función de la interfase que se utilice. El nivel de fuga de una mascarilla facial es aproximadamente un 20% superior al de una nasal<sup>3</sup>.

En cuanto a la fiabilidad de las mediciones, se han realizado diversos estudios de validación. En el realizado por Contal *et al*<sup>8</sup> se analizaban 7 ventiladores en el entorno de laboratorio con mecánica respiratoria, esfuerzo y nivel de fuga incremental continua conocida y controlada. Todos los ventiladores infraestimaron, en mayor o menor medida, el volumen corriente y existía una gran disparidad en la estimación de las fugas. Además, no solo hay diferencias entre los valores reales y los medidos por el equipo, sino que hay diferencias entre los equipos debido a que cada empresa ha establecido unos algoritmos estimativos propios y a la variabilidad de los sensores empleados e incluso a su localización. Los ventiladores calculan la fuga como una función de presión que puede ser diferente al estimarla dentro del propio ventilador o al final de una tubuladura de 2 m de longitud. Además, en el paciente la fuga no es continua, sino que sufre oscilaciones en las dos fases respiratorias. Los equipos pueden realizar dos tipos de mediciones de la fuga: durante la espiración o de forma continua, dando lugar a variaciones de hasta un 30% en la estimación del volumen corriente. Esto debería considerarse especialmente preocupante en ventiladores que incorporan 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. Como limitaciones del trabajo de estos autores hay que mencionar que el análisis que se efectúa en él no es respiración a respiración y que los valores obtenidos en el modelo experimental no se convierten a condiciones de humedad y temperatura del cuerpo humano (condiciones BTPS), aunque algunos de los ventiladores que incluyen en el estudio ofrecen la lectura en estas condiciones.

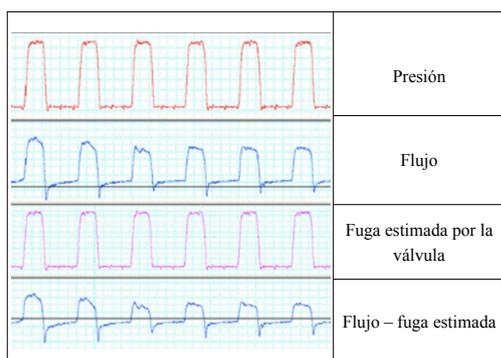
#### *Gráficas básicas*

- Onda de flujo-tiempo. La mayor parte de los pacientes que reciben VNI domiciliaria en nuestro entorno están ventilados con modalidades de presión. Por tanto, la onda de flujo-tiempo será la que proporcionará información acerca de las interacciones paciente-ventilador<sup>9</sup>.

En pacientes conectados al ventilador mediante circuitos de doble tubuladura (una rama inspiratoria y una rama espiratoria) la presentación de la onda flujo-tiempo no tiene inconvenientes sustanciales gracias a la monitorización del aire inspirado y exhalado con neumotacógrafos situados al final de cada uno de los circuitos. La principal dificultad de la representación de la onda de flujo aparece cuando se emplean ventiladores de tubuladura única con sistemas espiratorios

incorporados en la tubuladura o en la interfase. En esta situación, se dispone únicamente de un neumotacógrafo, situado en el propio ventilador. En el trayecto del aire desde el neumotacógrafo al paciente y a la inversa, se producen una serie de hechos fisiológicos que distorsionan la onda de flujo en su morfología nativa y obligan a emplear algoritmos para recrear lo que sucede en la vía aérea del paciente.

En sistemas de válvula neumática (oclusión de una válvula durante la inspiración y abertura durante la espiración), en ausencia de reinhalación, todo el aire espirado por el paciente sale a través de la válvula, por lo que no tenemos disponible la información de la fase espiratoria. Por tanto, todas las asincronías susceptibles de detectarse durante la espiración (esfuerzo ineficaz, ciclo corto, etc.) no son visibles para el clínico. En sistemas de válvula de tubuladura única y fuga controlada, el principal inconveniente de la onda de flujo-tiempo consiste en que el flujo y, por tanto, el volumen que circula a través del neumotacógrafo durante la inspiración es la suma del flujo correspondiente al paciente y el flujo que escapa por la válvula. Durante la fase espiratoria sucede lo contrario: el flujo que llega al neumotacógrafo es el exhalado por el paciente menos el que escapa por la válvula. En la onda nativa, sin corregir, el flujo y, por tanto, el volumen inspiratorio están sobreestimados, mientras que el flujo y el volumen en espiración están infraestimados. Es preciso incorporar un algoritmo matemático a la onda de flujo que estime el flujo que escapa por la válvula en la inspiración (en un sistema ideal con ausencia de fugas no intencionales) (Figura 1).



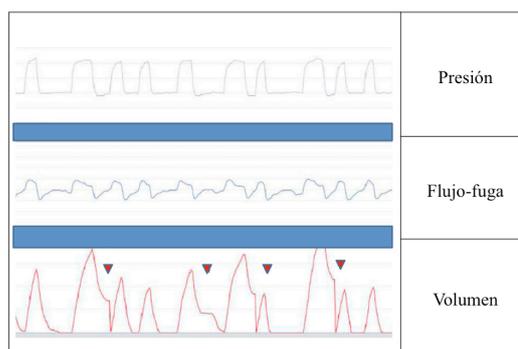
**Figura 1.** Modalidad presión de soporte, tubuladura única. Puede observarse que el punto cero de flujo corresponde exactamente con el inicio de la inspiración en la gráfica de flujo menos la fuga estimada

- Onda de presión-tiempo. La onda de presión-tiempo ofrece menos problemas técnicos que la de flujo-tiempo. El principal problema, tanto en los sistemas de tubuladura única como doble, es debido a la pérdida lineal de presión causada por la resistencia y *compliance* de la tubuladura. Para aumentar la fiabilidad de la onda de presión-tiempo algunos equipos disponen de un sensor proximal. Otra opción sería la realización, previa al uso en el paciente, del cálculo de la pérdida de presión en función de la resistencia y *compliance* de la tubuladura empleada.

**Volumen corriente.** El volumen corriente es una de las variables de mayor importancia en la monitorización del

paciente con VNI. La lectura del volumen corriente se obtiene a partir de la onda de flujo-tiempo. Los inconvenientes en el análisis de la onda de flujo-tiempo son aplicables a la medida del volumen corriente. Existen importantes diferencias en la forma de obtención y la presentación de las mediciones:

- Con presentación de la onda volumen-tiempo. Este modelo de presentación tiene ventajas e inconvenientes. Entre las ventajas cabe destacar que permite discriminar, desde un punto de vista cualitativo, los ciclos en los que hay fugas en inspiración de los que no las presentan (Figura 2). El inconveniente: el algoritmo de modificación de la curva nativa de flujo ha de ser exquisito para asegurar la fiabilidad del volumen corriente y en los ciclos con fuga inspiratoria no intencional el cálculo del volumen corriente real presenta dificultades.



**Figura 2.** Modalidad presión de soporte, tubuladura única; el área bajo la curva de la parte inspiratoria de la onda de volumen es muy superior a la de la parte espiratoria en los ciclos, marcados con un triángulo. En dichos ciclos, el tiempo inspiratorio es más prolongado porque la onda de flujo o bien no alcanza o alcanza con retraso el criterio de ciclado a espiración (un porcentaje de caída del flujo máximo) y dicho ciclado se produce por un criterio secundario de seguridad (tiempo). Esto sugiere presencia de fugas en inspiración. También en dichos ciclos, se produce un descenso brusco en el momento en el que la onda de flujo cruza el punto cero, que reinicia el ciclo. Habitualmente, el reinicio suele producirse en el punto en el que la onda de flujo atraviesa el punto cero, pasando de negativa a positiva. En sistemas con fugas inspiratorias no intencionales, si la onda de volumen no retorna al punto cero en cada inspiración se producirá una deriva de dicho punto, con imposibilidad de cálculo del volumen corriente

- Sin presentación de la onda volumen-tiempo. Se dispone de una lectura puntual de la estimación del volumen corriente y se utiliza un *software* que integra la parte espiratoria de la onda de flujo. En este caso, la ventaja es que el volumen corriente espirado es mucho menos variable en presencia de fugas y la mayoría de los sistemas de monitorización de las fugas toman como referencia, precisamente, las del ciclo espiratorio. Por tanto, la exactitud de la estimación de la rama espiratoria debería ser mayor. El principal inconveniente aparece en pacientes con interfase nasal y que exhalen el aire por la boca.

**Fugas**

- Bases para el cálculo matemático. Se trata de una de las variables que deberían monitorizarse con más exactitud en el paciente con VNI. Con sistemas de doble tubuladura la diferencia entre el volumen inspirado

y el espirado es directamente atribuible a las fugas. Sin embargo, en sistemas de tubuladura única la dificultad está en discriminar cuál es la proporción de flujo que circula por el neumotacógrafo que corresponde a volumen corriente y cuál a fugas.

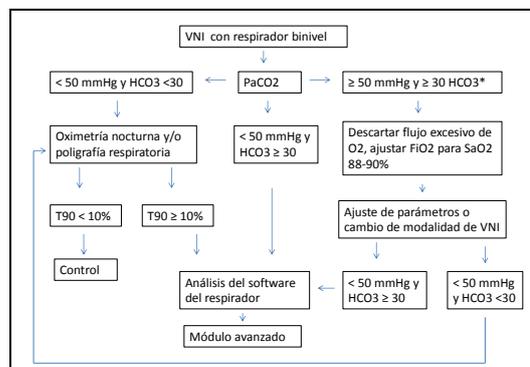
La mayoría de los equipos utilizan para su estimación la transición entre la espiración y la inspiración, donde el flujo del paciente es cero y todo el flujo que circula por el neumotacógrafo corresponde a fugas. A partir de este valor se extrapola la fuga inspiratoria. El problema con este modelo aparece cuando las fugas son proporcionalmente más importantes en una de las fases. Una interfase mal ajustada tendrá una fuga no intencional mayor durante la inspiración, cuando la presión es mayor, y en un paciente con buen ajuste de una interfase nasal, pero que exhale por la boca, la fuga será proporcionalmente muy superior durante dicha fase del ciclo. Una fuga desproporcionada en inspiración puede intuirse cuando la parte inspiratoria del flujo es muy superior a la espiratoria o cuando en la transición de la onda de presión de inspiración a espiración el flujo persiste positivo, ya que, sin presencia de fugas, la onda de flujo debería cruzar el punto cero coincidiendo con el inicio de la inspiración.

- Presentación gráfica. Se puede disponer de los datos de la fuga total (accidental + válvula espiratoria), solo de la fuga accidental o de la lectura de la fuga en espiración. Es necesario saber cuál es el tipo de lectura que ofrece el equipo para interpretar el trazado. Los valores pueden presentarse a frecuencias variables (desde respiración a respiración o el valor medio de varias respiraciones) o como la onda de fugas, cuya morfología suele ser superponible a la de la presión.

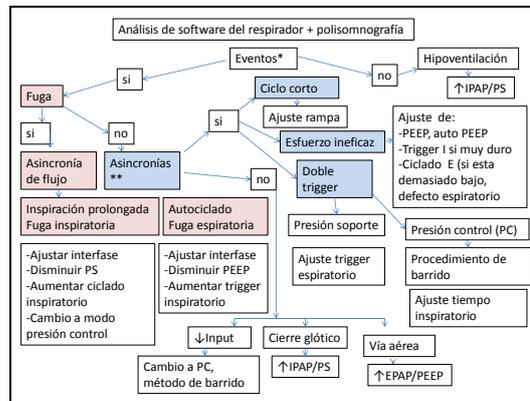
**Registros de poligrafía-polisomnografía.** Es necesario ver la correlación de los trazados de ondas de flujo, volumen y presión-tiempo con las variables biológicas del paciente, ya que podemos ver registros con gran cantidad de asincronías, pero con escasa repercusión oximétrica, y a la inversa. La PG y la PSG permiten tener una información con múltiples canales de forma simultánea. Su inclusión en la monitorización tendrá repercusiones en los costes y afectará a las cargas de trabajo de las unidades de ventilación-sueño.

**Algoritmos para la monitorización de la VNI:**

El grupo de trabajo de SEPAR ha propuesto los siguientes algoritmos para el control y seguimiento de los pacientes en ventilación domiciliaria por parte de los servicios de neumología<sup>1</sup>. Dos algoritmos de trabajo: un módulo de trabajo para las unidades básicas (Figura 3) y un módulo avanzado para las unidades de ventilación y sueño de referencia (Figura 4). Se proponen como un primer paso que podrá ser modificado posteriormente por el grupo de trabajo de ventilación no invasiva de SEPAR.

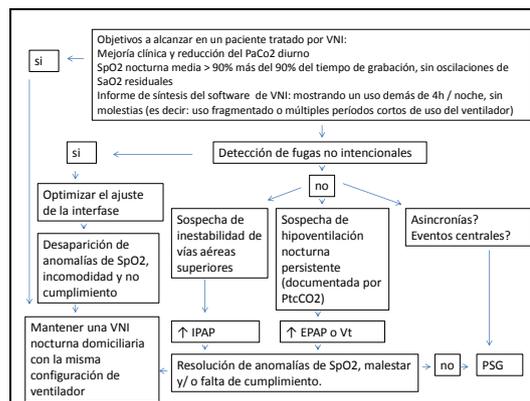


\*No aplicable a pacientes con EPOC en VNI  
**Figura 3.** Módulo básico. T90: tiempo de SpO2 menor al 90%; FiO2: fracción inspiratoria de O2



\* Lectura en épocas de 360 segundos  
 \*\* Lectura de asincronías en épocas de 60 segundos  
**Figura 4.** Módulo avanzado. Método de barrido: seleccionar el mejor tiempo inspiratorio ajustado a la demanda del paciente. PS: presión de soporte; IPAP: presión inspiratoria positiva en vía aérea; EPAP/PEEP: presión espiratoria positiva en vía aérea; input: impulso ventilatorio

Otro algoritmo es el propuesto por Jannsens *et al*<sup>6</sup> (Figura 5).



**Figura 5.** Algoritmo sugerido para el control de la VNI durante el sueño. Vt: volumen tidal

**Conclusiones:**

El efecto terapéutico de la VNI se relaciona con el reposo de los músculos respiratorios, el restablecimiento de los centros respiratorios a un valor más fisiológico de PaCO2, mejorando la calidad del sueño y evitando las consecuencias cardiovasculares de las desaturaciones nocturnas repetidas o prolongadas. Por lo tanto, se puede intuir que la determinación, cuantificación y corrección de los eventos nocturnos que afectan a la calidad del sueño, aumentan el trabajo respiratorio, alteran el

impulso respiratorio central o inducen desaturaciones de oxígeno serán clínicamente relevantes.

Será necesario también determinar la mejor manera de hacer frente a estos eventos y determinar su relevancia en relación con el resultado final en el cumplimiento y la morbilidad en comparación con la monitorización simple. En el momento actual, tanto la complejidad en la interpretación de los datos como la falta de validación de los sistemas comerciales de monitorización del *software* de los ventiladores dificultan su uso en la práctica clínica diaria. Será necesaria la estandarización en la definición de los eventos identificados<sup>10</sup>, de modo que se cree un marco común que permita la normalización de los informes y la comparación de los estudios y facilite en un futuro una lectura automatizada de los eventos que simplifique la toma de decisiones clínicas para mejorar la adaptación del ventilador al paciente y, también, la investigación de las repercusiones de las asincronías en los pacientes tratados con VNI.

### **Bibliografía:**

1. Egea C, Chiner E, Díaz S, González-Mangado N, Capelastegui A, de Lucas P. Ventilación mecánica a domicilio. Monogr Arch Bronconeumol 2015;2(5):178-201.
2. Chiner E, Sancho-Chust JN, Landete P, Senent C, Gómez-Merino E. Técnicas complementarias a la ventilación mecánica domiciliaria. Año SEPAR 2014. Arch Bronconeumol 2014;50:546-53.
3. Luján M, Pomares X. Ventilación mecánica no invasiva. Reflexiones sobre la monitorización a domicilio. Arch Bronconeumol 2014;50:85-6 .
4. Struik FM, Lacasse Y, Goldstein R, Kerstjens HM, Wijkstra PJ. Nocturnal non-invasive positive pressure ventilation for stable chronic obstructive pulmonary disease. Cochrane Database Syst Rev. 2013;6:CD002878.
5. Adler D, Perrig S, Takahashi H, Espa F, Rodenstein D, Pépin JL, and Janssens JP. Polysomnography in stable COPD under non-invasive ventilation to reduce patient-ventilator asynchrony and morning breathlessness. Sleep Breath. 2012 Dec; 16 (4): 1081-1090.
6. Janssens JP, Borel JC, Pépin JL; SomnoNIV Group. Nocturnal monitoring of home non-invasive ventilation: the contribution of simple tools such as pulse oximetry, capnography, built-in ventilator software and autonomic markers of sleep fragmentation. Thorax. 2011 May;66(5):438-45.
7. Langevin B, Leger P, Gerard M, et al. Monitoring nasal ventilation. Eur Respir Rev 1993;3:260-518
8. Contal O, Vignaux L, Combescure C, Pepin JL, Jolliet P, Janssens JP. Monitoring of non-invasive ventilation by built-in software of home bi-level ventilators: A bench study. Chest, 2012;141:469-476
9. Luján M, Sogo A, Monsó E. Software de monitorización de ventilación mecánica domiciliaria: ¿medir más o medir mejor?. Arch Bronconeumol 2012;48:170-8
10. Gonzalez-Bermejo J, Perrin C, Janssens JP, Pepin JL, Mroue G, Léger P, Langevin B, Rouault S, Rabec C, Rodenstein D; SomnoNIV Group Proposal for a systematic analysis of polygraphy or polysomnography for identifying and scoring abnormal events occurring during non-invasive ventilation Thorax. 2012 Jun;67(6):546-52.