

Cómo mejorar la sincronización entre paciente y respirador

Análisis de la forma de las ondas y optimización de los ajustes del respirador

Anita Orlando, MD, Servizio di Anestesia e Rianimazione I, Fondazione IRCCS Policlinico San Matteo, Pavia, IT

Antecedentes

La asincronía es un problema frecuente para los pacientes con ventilación mecánica.¹ Se trata de una discrepancia entre los tiempos de inspiración y espiración del paciente y el respirador, que provoca la incapacidad de dar a los pacientes con ventilación la asistencia óptima. Esto da lugar a tiempos de ventilación mecánica prolongados, dificultad de retirada del respirador, reducción de la comodidad del paciente, aumento del riesgo del daño en el diafragma y posible aumento de la morbilidad.^{2, 3, 4, 5, 6}

A lo largo de los últimos años, ha aumentado de forma progresiva el interés en las asincronías y los especialistas en UCI han aprendido a detectarlas observando la forma de las ondas del respirador.^{7, 8}

El objetivo de este documento es describir el fenómeno de las asincronías a través de la fisiopatología, la repercusión clínica y las posibilidades de abordaje, incluido el uso de autodisparo en los modernos respiradores de las UCI.

Clasificación

Existen varias clasificaciones de asincronías entre el paciente y el respirador y cada una de ellas tiene en cuenta un aspecto concreto de este fenómeno:^{9, 10}

Clasificación por fases

Las asincronías pueden clasificarse en inspiratorias o espiratorias en función de la fase respiratoria a la que afecten; las asincronías inspiratorias dan lugar a retrasos de disparo, a esfuerzos ineficaces y a el autodisparo, mientras que las asincronías espiratorias dan lugar a ciclos pronto y tardíos y al disparo doble.

Clasificación por relevancia

Las asincronías se clasifican en mayores y menores en función del tipo de asistencia que preste el respirador. Si la demanda del paciente no va de la mano de la asistencia del respirador (es decir, si el paciente comienza a respirar, pero el respirador no le asiste), se considera que la asincronía es mayor. No obstante, si el respirador asiste al paciente en respuesta a su demanda, pero la asistencia no es adecuada (tardía o insuficiente), se considera que la asincronía es menor. Mojoli y cols. indicaron recientemente que las asincronías menores podrían afectar más que las mayores a los pacientes con ventilación en las UCI.¹¹

Clasificación por origen

Ciertas asincronías suelen vincularse con un impulso respiratorio insuficiente o con un exceso de asistencia del respirador (esfuerzos ineficaces, ciclos retrasados, autodisparo o disparo inverso); otras se vinculan con un impulso respiratorio elevado y una asistencia insuficiente del respirador (ciclos tempranos y disparo doble).¹²

Relevancia clínica

El primer aspecto que se debe tener en cuenta es la prevalencia de las asincronías, que son muy frecuentes durante la ventilación, no solo en los modos de asistencia, sino también en los modos de control. En 1997, Chao y cols.¹³ observaron la retirada de la ventilación mecánica de 200 pacientes e indicaron esfuerzos ineficaces en un 10 %; este fenómeno se asoció con una retirada prolongada y dificultosa. Fue el primer estudio de gran envergadura que se centró en las asincronías entre el paciente y el respirador. A lo largo de los siguientes años, aumentó el interés en la cuestión; otros estudios confirmaron la enorme prevalencia de las asincronías entre los pacientes de las UCI y demostraron su repercusión clínica. Se comenzó a considerar que las asincronías no solo son un motivo de molestia para los pacientes¹⁴, sino que también son un motivo de aumento del tiempo de ventilación mecánica,^{15, 6} lesiones musculares, una mayor necesidad de sedación¹⁶ y, posiblemente, una mayor mortalidad.⁴

Los profesionales sanitarios empleaban distintas herramientas de monitorización para la detección de asincronías (p. ej., la presión esofágica o la actividad eléctrica del diafragma) y los fabricantes presentaban nuevos modos de ventilación, diseñados para ajustarse mejor a los requisitos de los pacientes. Los profesionales sanitarios aprendieron de forma progresiva a detectar las asincronías observando la forma de las ondas del respirador a pie de cama y a adaptar los ajustes del respirador en función de la respiración. Además, se dieron cuenta de que el tiempo necesario para dicho abordaje no era suficiente para la práctica clínica diaria en las UCI. De hecho, la interacción entre el paciente y el respirador varía enormemente entre pacientes e incluso puede llegar a variar en el mismo paciente.⁴ Además, se ha sugerido que los pequeños brotes de asincronías (es decir, una frecuencia de asincronías superior a la media) podrían estar asociados con resultados deficientes.¹⁷ No obstante, no resulta viable estar a pie de cama las 24 horas a la espera de que se produzca una asincronía para modificar los ajustes del respirador en función de la forma de las ondas. Por todo ello, tanto investigadores como fabricantes se han esforzado por desarrollar nuevas tecnologías capaces de asistir a los profesionales sanitarios analizando de forma automática la forma de las ondas del respirador y detectando la actividad respiratoria del paciente del mismo modo que los profesionales sanitarios.

Análisis de las formas de las ondas

La inspiración del paciente puede detectarse observando las ondas relativas al flujo y a la presión en la vía aérea: por norma general, cuando el paciente inicia la respiración, se observa un desvío negativo en la curva de la presión (figura 1) y un desvío positivo en la curva del flujo, incluso cuando el flujo sigue siendo negativo (figura 2). Los cambios de flujo y presión se correlacionan con la presión esofágica, por lo que son suficientes para detectar la actividad respiratoria del paciente en la mayor parte de los casos^{13, 7, 6}. Siguiendo estas sencillas instrucciones, puede detectarse la actividad inspiratoria del paciente, incluso cuando el respirador no la detecta o no asiste al paciente. En otras palabras, la forma de las ondas del respirador puede revelar la intención del paciente de activar el respirador; si esta no es fructífera, se considera que el esfuerzo es ineficaz (figura 3).

El inicio de la espiración del paciente también puede detectarse a través de las ondas relativas al flujo y la presión. Desde el punto de vista de la fisiología, se corresponde con un punto temporal situado entre el punto más bajo de la curva de la presión muscular y el retorno al valor inicial. Dicho punto temporal varía entre pacientes en función de la mecánica y el patrón respiratorios, pero puede aproximarse con facilidad durante la relajación media. Si no se dispone de la curva de presión muscular, pueden detectarse signos indirectos de relajación a través de la onda del flujo, cuya apariencia varía en función de la asistencia que preste el respirador. Se distinguen tres supuestos: ciclo tardío, ciclo temprano y ciclo óptimo. En el primer supuesto, el equipo suministra más aire del necesario, por lo que los músculos que dan lugar a la inspiración se relajan durante la fase de inspiración del respirador, lo que provoca una reducción repentina —de rápida a lenta— del flujo inspiratorio, como se muestra en la figura 4. Esto suele dar lugar a una hiperinflación, que provoca otras asincronías, como esfuerzos ineficaces y retrasos de disparo en las siguientes respiraciones.¹⁸ Este fenómeno, denominado ciclo tardío, es frecuente en los pacientes con EPOC y guarda relación con un nivel alto de presión de soporte. En ocasiones, los pacientes reaccionan a los ciclos tardíos con intentos activos de exhalación mientras que está en curso la fase de inflación del respirador, lo que provoca un desvío positivo de la onda de la presión.

En el segundo supuesto, el respirador deja de suministrar aire mientras que los músculos del paciente se están contrayendo, por lo que el flujo espiratorio se ralentiza a través de la actividad inspiratoria del paciente, que continúa tras la abertura de la válvula espiratoria. Esto suele afectar al valor máximo espiratorio, que se refleja cortado, retrasado o «duplicado» (figura 5). Otra posible consecuencia de los ciclos tempranos en la espiración es el disparo doble: si la actividad del paciente continúa una vez que se abre la válvula espiratoria, puede volver a producirse el disparo, lo que provoca que el respirador mande una respiración inmediatamente después de la anterior, sin que exista una exhalación fisiológica entre las dos.

En el tercer supuesto, el respirador termina su tarea justo cuando se relajan los músculos del paciente; la reducción del flujo inspiratorio se agudiza y da lugar directamente a un flujo espiratorio caracterizado por un valor máximo inmediato seguido de una reducción exponencial lenta.

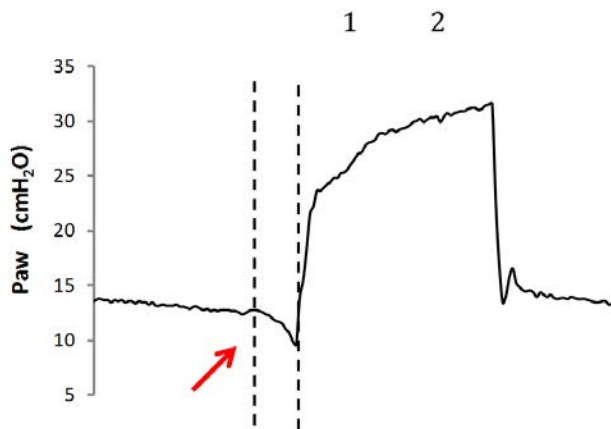


Figura 1: desvío negativo de la onda relativa a la presión debido al esfuerzo inspiratorio del paciente (flecha roja). Las dos líneas discontinuas indican el inicio del esfuerzo inspiratorio del paciente (1) y el retraso del soporte del respirador (retraso inspiratorio) (2).

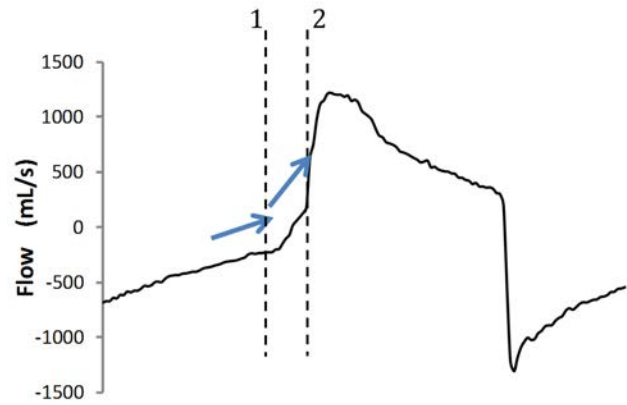
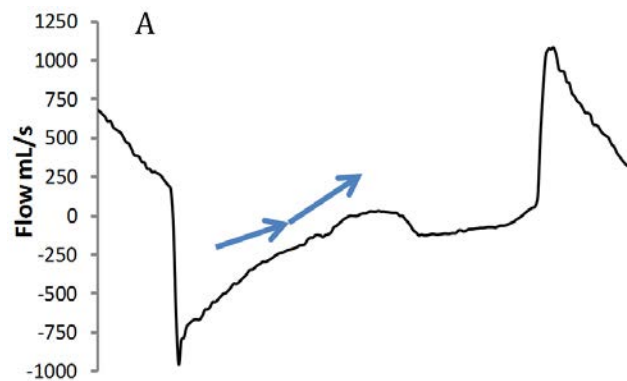


Figura 2: las flechas azules indican el cambio en la pendiente de la curva relativa al flujo debido al esfuerzo inspiratorio del paciente. La porción inicial de la fase de espiración se caracteriza por una pendiente determinada, que representa el desvío pasivo de los pulmones. Cuando se inicia la actividad muscular inspiratoria, se produce un cambio de forma en la curva relativa al flujo, que presenta una pendiente más inclinada hacia la ausencia total de flujo. Tenga en cuenta que el respirador es capaz de detectar la actividad del paciente solo si este alcanza el nivel de disparo por inspiración (valor positivo en la curva relativa al flujo). Por lo tanto, se producirán retrasos de disparo siempre que la inspiración se inicie en presencia de valores de flujo negativos (en caso de hiperinflación, por ejemplo). Las dos líneas discontinuas indican el inicio del esfuerzo inspiratorio del paciente (1) y el retraso del soporte del respirador (retraso inspiratorio) (2).



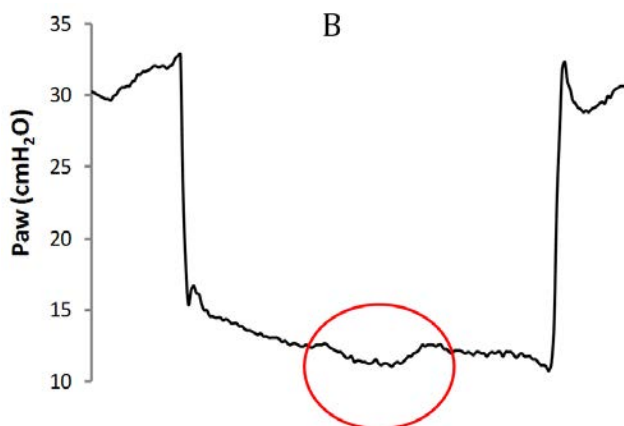


Figura 3: actividad inspiratoria del paciente sin la asistencia del respirador. A: cambio de forma de la curva relativa al flujo similar al observado en casos de retraso de disparo. En este caso, el respirador no asiste, por lo que se produce un esfuerzo ineficaz. B: este esfuerzo ineficaz da lugar a una depresión típica en la curva relativa a la presión para la fase espiratoria (círculo rojo).



Figura 4: la revisión de la onda relativa al flujo puede indicar el final de la actividad inspiratoria del paciente (flecha verde). El resto de la fase inspiratoria es pasivo, pues los músculos inspiratorios del paciente ya están relajados. Sin embargo, el respirador sigue inflando los pulmones hasta que se abre la válvula espiratoria (flecha roja). Las líneas discontinuas indican el retraso de la espiración.



Figura 5: si el respirador finaliza la inspiración antes que el paciente (es decir, si la válvula espiratoria se abre mientras que los músculos inspiratorios del paciente se están contrayendo), se observa el primer cambio de la forma de la curva del flujo en el valor máximo de la espiración. No es tan profunda como cabría esperar (flecha roja) y puede duplicarse. Las dos líneas discontinuas indican la discrepancia espiratoria existente entre el inicio de la espiración por parte del paciente (1) y del respirador (2) (un ciclo temprano).

Optimización de los ajustes del respirador

Cuando el profesional sanitario ha identificado la actividad del paciente y las asincronías observando las formas de las ondas del respirador, puede intervenir de varios modos para solucionar la cuestión con eficacia. En primer lugar, debe eliminar cualquier fuente de alteración externa (p. ej., pérdidas en el circuito, secreciones, oclusiones en el circuito y desconexiones), pues pueden dar lugar a cambios en las formas de las ondas y, por lo tanto, a interpretaciones erróneas. En segundo lugar, el profesional sanitario debe tener en cuenta la repercusión de los ajustes del respirador en el desarrollo de la asincronía y ajustarlos en consecuencia para fomentar la sincronización. A continuación, se presentan ejemplos de cambios en los ajustes y su repercusión en la interacción paciente-respirador. Estos se han obtenido a través de un simulador de paciente (ASL 5000 Breathing Simulator, Ing-Mar Medical) con ventilación mecánica en el modo de presión de soporte con un respirador HAMILTON-G5 (Hamilton Medical AG).

Disparo inspiratorio

Utilizar unos ajustes adecuados para el disparo inspiratorio facilita el inicio de la respiración y reduce el esfuerzo de respiración del paciente. Se considera que el disparo por flujo es

mejor que el disparo por presión, pues es más sensible al esfuerzo del paciente y no requiere la generación de presión negativa en el circuito para activar el respirador; basta con que el flujo llegue levemente a la válvula inspiratoria. Esto da lugar a un disparo más cómodo. No obstante, se ha mejorado el disparo por presión en los respiradores modernos y la diferencia existente entre el disparo por flujo y presión suele ser mínima¹ Por normal general, la sensibilidad de disparo debe ajustarse de acuerdo con el valor más elevado posible (umbral de flujo más bajo) para evitar el autodisparo y aumentar la comodidad del paciente.



Figura 6: el mismo paciente ventilado con disparo inspiratorio: 2 l/min; sensibilidad de disparo espiratorio: 25 %; rampa: 75 ms (arriba); tras cambiar al disparo por presión: -2 cmH₂O, pero manteniendo los ajustes previos (abajo). Preste atención al aumento del retraso inspiratorio (flecha roja) y, por ende, al ciclo tardío de espiración (flecha blanca).

Nivel de la presión de soporte

La asistencia excesiva puede provocar tantas asincronías como la atrofia muscular. Por lo tanto, deben evitarse los niveles excesivos de presión. Demasiada presión de soporte puede empeorar la hiperinflación, lo que implica un disparo complejo (retraso de disparo y esfuerzo ineficaz) y ciclos tardíos para la espiración.¹⁹ Cuando se detectan dichas asincronías en las formas de las ondas del respirador, los médicos deben tener en cuenta una reducción del nivel de la presión de soporte.

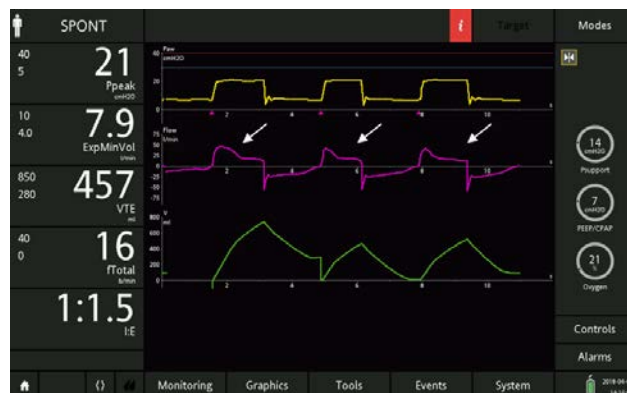


Figura 7: el mismo paciente ventilado con disparo inspiratorio: 2 l/min; sensibilidad de disparo espiratorio: 25 %; rampa: 75 ms (arriba); y tras un aumento de la presión de soporte de 12 a 14 cmH₂O (abajo). Preste atención al retraso espiratorio en aumento progresivo (flechas).

Rampa

La rampa representa el tiempo que tarda el flujo en alcanzar el flujo máximo inspiratorio. Por norma general, para una misma sensibilidad de disparo espiratorio, una rampa más rápida da lugar a un ciclo más temprano, mientras que una rampa más lenta da lugar a un ciclo más tardío. Por lo tanto, una rampa rápida puede facilitar la sincronización espirato-

ria, especialmente en los pacientes con EPOC, mientras que una rampa lenta aumenta el tiempo necesario para alcanzar un flujo máximo inspiratorio bajo, que favorece el ciclo tardío en la espiración.



Figura 8: el mismo paciente ventilado con sensibilidad de disparo inspiratorio: 2 l/min; sensibilidad de disparo espiratorio: 25 %; rampa: 75 ms (arriba); y tras ralentizar la rampa a 175 ms (abajo). Preste atención al aumento de tiempo necesario para alcanzar el valor máximo inspiratorio y el retraso espiratorio cada vez mayor con un esfuerzo ineficaz (flecha).

Sensibilidad de disparo espiratorio

La sensibilidad de disparo espiratorio (ETS) es el porcentaje del flujo inspiratorio máximo que controla la abertura de la válvula espiratoria y el ciclo de espiración. Esta puede ajustarse de forma manual de un valor mínimo del 5 % a un valor máximo del 60-70 %; el ajuste predeterminado suele ser del 25 %.

Fijar correctamente la ETS es fundamental para la sincronización.^{9, 20, 21} No existe una configuración universal: es necesario personalizar los ajustes de cada paciente en función de su mecánica respiratoria y el patrón respiratorio actual. Si la ETS

es demasiado baja, el respirador seguirá inflando los pulmones del paciente, incluso después de que los músculos respiratorios se hayan relajado. En otras palabras, una parte de la fase inspiratoria será pasiva, sin la participación de los músculos del paciente. Por otro lado, si la ETS es demasiado alta, el respirador dejará de enviar aire, incluso si los músculos respiratorios están contraídos. Esta contracción pliométrica o excéntrica puede dañar directamente el diafragma^{5, 22, 23} y dar lugar a un disparo doble, un bloqueo de la respiración y una lesión pulmonar. La optimización de los ajustes de la ETS también puede afectar de forma positiva a la fase de disparo, lo que permite la exhalación fisiológica pasiva, reduce al mínimo la hiperinflación y facilita el disparo de la siguiente respiración.

Debido a que los pacientes con EPOC son propensos a los ciclos tardíos y que los pacientes con restricción pueden experimentar ciclos tempranos, es razonable iniciar la ETS en el 25 % para los pacientes con una mecánica normal (RCesp: de 0,4 a 0,8 s), en el 10 % para los pacientes con restricción (RCesp: < 0,4 s) y un 50 % para los pacientes con EPOC (RCesp: > 0,8 s). A partir de ahí, puede usarse la interpretación a pie de cama de la forma de las ondas del respirador para ajustar la ETS.





Figura 9: el mismo paciente ventilado con sensibilidad de disparo inspiratorio: 2 l/min; sensibilidad de disparo espiratorio: 25 %; rampa: 75 ms (arriba); inmediatamente tras modificar la ETS al 10 % (centro; línea roja) y tras algunas respiraciones con la ETS al 10 % (abajo). Preste atención a la prolongación de la inspiración que acompaña a un ciclo tardío evidente durante la primera respiración tras la modificación de los ajustes (flecha roja) y al efecto en la fase de disparo, que da lugar a esfuerzos ineficaces (flechas blancas).



Figura 10: el mismo paciente ventilado con sensibilidad de disparo inspiratorio: 2 l/min; sensibilidad de disparo espiratorio: 25 %; rampa: 75 ms (arriba); y tras modificar la ETS al 45 % (abajo; línea

roja). Preste atención a la corrección del retraso del ciclo de espiración (flecha roja) y del retraso del ciclo de inspiración más corto (flecha blanca), que confirman la interdependencia de las asincronías.

Sedación

La mayor parte de los pacientes ventilados en los modos de asistencia necesitan cierta sedación, al menos para tolerar el tubo.²⁴ No obstante, una sedación excesiva guarda relación con cierta dificultad para activar el respirador y con esfuerzos ineficaces, principalmente por lo que respecta al impulso respiratorio y a la reducción de la presión muscular.¹⁵ La optimización de la sedación es fundamental para la gestión de la interacción paciente-respirador: un protocolo de sedación más liviano fomenta la actividad muscular del paciente y reduce las asincronías, lo que da lugar a la reducción de los niveles de la presión de soporte.

Análisis continuo de las formas de las ondas en tiempo real

A lo largo de los últimos diez años, se ha hecho todo lo posible por desarrollar programas informáticos capaces de detectar la actividad respiratoria del paciente y por adaptar dichos datos a la información de salida del respirador e identificar asincronías. La mayor parte de dichos programas informáticos de monitorización funcionaba en línea durante breves lapsos de tiempo, que oscilaban entre varios minutos y varias horas. En realidad, estos programas funcionaban principalmente como analizadores de asincronías fuera de línea, que se centraban principalmente en las asincronías mayores.^{25, 26, 27} El único modo eficaz de monitorizar en línea y a pie de cama la interacción paciente-respirador sigue siendo el análisis de las formas de las ondas por parte del profesional sanitario, que permite la detección de asincronías y la optimización simultánea de los ajustes del respirador. Sin embargo, el análisis de las formas de las ondas presenta ciertos requisitos y costes. En primer lugar, se necesita formación específica, pues se ha demostrado que el conocimiento y la experiencia clínica generales no se correlacionan con la capacidad de los profesionales sanitarios para detectar asincronías a través del análisis de las formas de las ondas.^{28, 29, 30} Por otro lado, la realización de análisis de las formas de las ondas a pie de cama lleva mucho tiempo y requiere la reoptimización cada vez que el paciente modifica el patrón relativo al esfuerzo de

respiración o la resistencia/compliance del sistema respiratorio por cualquier motivo (p. ej., broncoconstricción, hiperinflación y aumento o reducción de los derrames pleurales).

En este contexto, existe una necesidad clínica real de que las nuevas tecnologías puedan analizar de forma automática, constantemente y en tiempo real la forma de las ondas del respirador (respiración tras respiración). El programa informático perfecto debería poder identificar cualquier actividad respiratoria del paciente y distinguir entre el principio y el final de cada inspiración. Además, debería poder funcionar en línea y controlar la abertura y cierre de la válvula inspiratoria de acuerdo con los esfuerzos del paciente. Ciertos fabricantes han comercializado algunos sistemas muy prometedores, que se ajustan a los respiradores para UCI más modernos. Este documento hace referencia principalmente a uno de dichos sistemas: IntelliSync+ de Hamilton Medical.

IntelliSync+

Una de las características más interesantes de IntelliSync+ es la historia de su diseño: la idea original consistía en crear un modelo matemático representativo del pensamiento del profesional sanitario a la hora de observar la forma de las ondas del respirador. Todas las variaciones relativas a la forma y la pendiente de las curvas del respirador se incorporaron a una compleja ecuación, que dio lugar a una señal electrónica que se ajustó para que pudiera comunicarse con el respirador. Se han procurado numerosas mejoras desde el primer prototipo y, en la actualidad, IntelliSync+ es capaz de promover de forma eficaz el disparo inspiratorio y espiratorio.

En 2016, probamos IntelliSync+ en una pequeña cohorte de pacientes de UCI expuestos a ventilación mecánica con PSV³¹ y comparamos su eficacia para la optimización de ciclos con la de los ajustes predeterminados del respirador (ETS: 25 %) y la de los ajustes diseñados por un profesional sanitario experto a pie de cama. Probamos dos niveles distintos de presión de soporte: el valor clínico ajustado (valor inicial) y un valor un 50 % superior (+50).

Dicho estudio de pequeña envergadura no solo demostró la eficacia del análisis a pie de cama de las formas de las ondas y de la optimización de los ajustes del respirador por parte de expertos en la mejora de la interacción paciente-respirador, sino que también probó que es necesario volver a optimizar

el dispositivo tras aumentar el nivel de la presión de soporte. En otras palabras, los efectos beneficiosos de la optimización a pie de cama no se mantienen durante la ventilación, sino que es necesario volver a ajustar el dispositivo cuando cambian los ajustes o el supuesto clínico. No obstante, el autodisparo funcionó bien en materia de sincronización y siguió siendo eficaz incluso tras aumentar la presión de soporte. Esto significa que, tras activar IntelliSync+, el profesional sanitario puede gestionar la ventilación sin tener que volver a analizar la forma de las ondas cada vez que se modifican los ajustes. Esto se debe a que el programa informático se adapta a las modificaciones externas en función de la interpretación de las formas de las ondas, en lugar de basarse en un umbral predefinido.

Las siguientes figuras indican el funcionamiento exacto de IntelliSync+ a través de la presentación de todos los pasos del diseño del estudio de un paciente simulado con una obstrucción grave (resistencia [Res]: 20 cmH₂O/l/s; compliance [Cpl]: 90 ml/cmH₂O; ASL 5000 Breathing Simulator, IngMar Medical).



Figura 11: ajuste predeterminado de ETS (25 % del flujo máximo inspiratorio). Preste atención al ciclo espiratorio tardío (flecha) y a los esfuerzos ineficaces (círculo).



Figura 12: optimización (línea roja) de la ETS por parte del personal sanitario (ETS: 50 %); preste atención a la corrección del ciclo tardío y, por ende, a la eliminación de los esfuerzos ineficaces.



Figura 13: siguiente paso, representativo de un aumento del nivel de la presión de soporte (de 10 cmH₂O a 15 cmH₂O; línea roja). Los ciclos tardíos vuelven a aparecer, a pesar del valor elevado la ETS, tras un esfuerzo ineficaz (círculo). Llegados a este punto, sería necesario volver a optimizar los ajustes.



Figura 14: el mismo paciente simulado, pero usando el IntelliSync+ (línea roja); se inicia con el nivel inicial de la PS y el ajuste predeterminado de la ETS. Este se ajusta de forma inmediata a la actividad del paciente, lo que solventa casi por completo el problema de los ciclos tardíos.



Figura 15: incluso con el aumento de entre 10 cmH₂O y 15 cmH₂O de la presión de soporte, la capacidad para adaptarse a la actividad del paciente permanece inalterada, por lo que no es necesario volver a optimizar la ETS.

El siguiente ejemplo demuestra otra característica sobresaliente de IntelliSync+: al analizar la actividad respiratoria del paciente de forma continua, también registra los pequeños cambios que se producen en el patrón respiratorio. En otras palabras, con IntelliSync+, el esfuerzo de respiración es distinto en función de las características de los esfuerzos de cada paciente. Esta es una función muy interesante, que parece situar a esta tecnología un paso por delante de los recursos humanos.



racción paciente-respirador no es sencilla. Una posible solución reside en la automatización, por lo que se han comercializado varias tecnologías de interés capaces de optimizar el dispositivo. De estas, IntelliSync+ presenta características únicas, pues se diseñó para reproducir el proceso de pensamiento humano por lo que respecta a la forma de las ondas del respirador. Este ha demostrado un buen rendimiento de acuerdo con distintos ajustes y ha mantenido su eficacia durante la ventilación mecánica.



Figura 17: el mismo paciente, tras la activación de IntelliSync+.

Preste atención no solo a la resolución de los ciclos tardíos y a la eliminación de los esfuerzos ineficaces, sino también a la apariencia de la curva, que cambia ligeramente entre una respiración y otra, como ocurre de forma fisiológica.

Conclusión

La monitorización de los pacientes con ventilación mecánica resulta beneficiosa; lo mismo ocurre con la optimización de la interacción entre el paciente y el respirador. Por otro lado, el análisis de las formas de las ondas es fundamental para generar ventilación de primera calidad. Para reconocer las asincronías, es necesario conocer bien la cuestión y contar con la formación específica al respecto. La realización de análisis a pie de cama de las formas de las ondas resulta laboriosa, en particular en aquellos casos en los que la inte-

Bibliografía

1. Kondili E, Prinianakis G, Georgopoulos D. Patient-ventilator interaction. *BJA: British Journal of Anaesthesia*. 2003;91(1):106-119.
2. Epstein S. How Often Does Patient-Ventilator Asynchrony Occur and What Are the Consequences?. *Respiratory Care*. 2011;56(1):25-38.
3. Sasso C. Triggering of the Ventilator in Patient-Ventilator Interactions. *Respiratory Care*. 2011;56(1):39-51.
4. Blanch L, Villagra A, Sales B, Montanya J, Lucangelo U, Luján M et al. Asynchronies during mechanical ventilation are associated with mortality. *Intensive Care Medicine*. 2015;41(4):633-641.
5. Nilsestuen JO, Hargett KD. Using Ventilator Graphics to Identify Patient-Ventilator Asynchrony. *Respiratory Care*. 2005;50(2):202-234.
6. Thille A, Rodriguez P, Cabello B, Lellouche F, Brochard L. Patient-ventilator asynchrony during assisted mechanical ventilation. *Intensive Care Medicine*. 2006;32(10):1515-1522.
7. Georgopoulos D, Prinianakis G, Kondili E. Bedside waveforms interpretation as a tool to identify patient-ventilator asynchronies. *Intensive Care Medicine*. 2005;32(1):34-47.
8. Mojoli F, Iotti G, Arnal J, Braschi A. Is the ventilator switching from inspiration to expiration at the right time? Look at waveforms! *Intensive Care Medicine*. 2015;42(5):914-915.
9. Tassaux D, Gainnier M, Battisti A, Joliet P. Impact of Expiratory Trigger Setting on Delayed Cycling and Inspiratory Muscle Workload. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*. 2005;172(10):1283-1289.
10. Dres M, Rittayamai N, Brochard L. Monitoring patient-ventilator asynchrony. *Current Opinion in Critical Care*. 2016;22(3):246-253.
11. Mojoli et al. Continuous monitoring of patient-ventilator interaction in ICU patients undergoing prolonged mechanical ventilation. 27th Annual Congress of the European Society of Intensive Care Medicine, Volume: 40
12. Murias G, Lucangelo U, Blanch L. Patient-ventilator asynchrony. *Current Opinion in Critical Care*. 2016;22(1):53-59.
13. Chao D, Scheinhorn D, Stearn-Hassenpflug M. Patient-Ventilator Trigger Asynchrony in Prolonged Mechanical Ventilation. *Chest*. 1997;112(6):1592-1599.
14. Kacmarek R, Pirrone M, Berra L. Assisted mechanical ventilation: the future is now!. *BMC Anesthesiology*. 2015;15(1).
15. de Wit M, Pedram S, Best A, Epstein S. Observational study of patient-ventilator asynchrony and relationship to sedation level. *Journal of Critical Care*. 2009;24(1):74-80.
16. Chanques G, Kress J, Pohlman A, Patel S, Poston J, Jaber S et al. Impact of Ventilator Adjustment and Sedation-Analgesia Practices on Severe Asynchrony in Patients Ventilated in Assist-Control Mode*. *Critical Care Medicine*. 2013;41(9):2177-2187.
17. Vaporidi K, Babalis D, Chytas A, Lilitis E, Kondili E, Amargianitakis V et al. Clusters of ineffective efforts during mechanical ventilation: impact on outcome. *Intensive Care Medicine*. 2016;43(2):184-191.
18. Kacmarek RM, Villar J, Blanch L. Cycle asynchrony: always a concern during pressure ventilation! *Minerva Anestesiologica* 2016 July;82(7):728-30.
19. Thille A, Cabello B, Galia F, Lyazidi A, Brochard L. Reduction of patient-ventilator asynchrony by reducing tidal volume during pressure-support ventilation. *Intensive Care Medicine*. 2008;34(8):1477-1486.
20. Chiumello D, Polli F, Tallarini F, Chierichetti M, Motta G, Azzari S et al. Effect of different cycling-off criteria and positive end-expiratory pressure during pressure support ventilation in patients with chronic obstructive pulmonary disease*. *Critical Care Medicine*. 2007;35(11):2547-2552.

21. Hoff F, Tucci M, Amato M, Santos L, Victorino J. Cycling-off modes during pressure support ventilation: Effects on breathing pattern, patient effort, and comfort. *Journal of Critical Care*. 2014;29(3):380-385.
22. Gea J, Gáldiz J, Comtois N, Zhu E, Salazkin I, Fiz J et al. Modifications of Diaphragmatic Activity Induced by Midline Laparotomy and Changes in Abdominal Wall Compliance. *Archivos de Bronconeumología ((English Edition))*. 2009;45(1):30-35.
23. Devor S, Faulkner J. Regeneration of new fibers in muscles of old rats reduces contraction-induced injury. *Journal of Applied Physiology*. 1999;87(2):750-756.
24. Vaschetto R, Cammarota G, Colombo D, Longhini F, Grossi F, Giovanniello A et al. Effects of Propofol on Patient-Ventilator Synchrony and Interaction During Pressure Support Ventilation and Neurally Adjusted Ventilatory Assist*. *Critical Care Medicine*. 2014;42(1):74-82.
25. Younes M, Brochard L, Grasso S, Kun J, Mancebo J, Ranieri M et al. A method for monitoring and improving patient: ventilator interaction. *Intensive Care Medicine*. 2007;33(8):1337-1346.
26. Blanch L, Sales B, Montanya J, Lucangelo U, Garcia-Esquirol O, Villagra A et al. Validation of the Better Care® system to detect ineffective efforts during expiration in mechanically ventilated patients: a pilot study. *Intensive Care Medicine*. 2012;38(5):772-780.
27. Sinderby C, Liu S, Colombo D, Camarotta G, Slutsky A, Navalesi P et al. An automated and standardized neural index to quantify patient-ventilator interaction. *Critical Care*. 2013;17(5):R239.
28. Colombo D, Cammarota G, Alemani M, Carenzo L, Barra F, Vaschetto R et al. Efficacy of ventilator waveforms observation in detecting patient-ventilator asynchrony*. *Critical Care Medicine*. 2011;39(11):2452-2457.
29. Ramirez I, Arellano D, Adasme R, Landeros J, Salinas F, Vargas A et al. Ability of ICU Health-Care Professionals to Identify Patient-Ventilator Asynchrony Using Waveform Analysis. *Respiratory Care*. 2016;62(2):144-149.
30. Prinianakis G, Kondili E, Georgopoulos D. Effects of the flow waveform method of triggering and cycling on patient-ventilator interaction during pressure support. *Intensive Care Medicine*. 2003;29(11):1950-1959.
31. Mojoli F et al. Cycling-off guided by real time waveform analysis (IntelliSync+): pilot study on next generation PSV. *Intensive Care Medicine*. 2016;4(Suppl1):A1164.

Hamilton Medical AG

Via Crusch 8, 7402 Bonaduz, Suiza

☎ +41 58 610 10 20

info@hamilton-medical.com

www.hamilton-medical.com