



## Monitorización-registros respiratorios centralizados de una sección de medicina intensiva de siete camas

A. Mérida Morales, M. Barranco Ruiz, J.A. Camacho Víctor, F. Cantalejo Santos, J.A. Gutiérrez Muñoz\*, G. Rosales Fernández y G. Vázquez Mata

Servicios de Medicina Intensiva y de \* Neumología.  
Hospital Virgen de las Nieves.  
Granada.

Con la filosofía de utilización de equipos y componentes habituales en cualquier unidad de medicina intensiva y de bajo coste, se presenta un sistema fundamentalmente de visualización en pantalla y/o representación gráfica de parámetros y variables relacionadas con la mecánica respiratoria de pacientes con vía aérea artificial o ventilación mecánica, instalado en una sección de siete camas dedicadas preferentemente a patología respiratoria.

Se destaca la metodología necesaria para evitar errores y artefactos en la recogida de variables (cúpulas de presión, neumotacógrafo, etc), describiendo las aplicaciones de los equipos, tanto en su aspecto docente para el personal, como a efectos de seguimiento evolutivo de los pacientes, antes, durante y después de la retirada de la ventilación mecánica.

*Arch Bronconeumol 1992; 28:172-178*

### Centralized monitoring of respiratory recordings in an intensive care unit of seven beds

Using conventional components and equipment present in intensive care units, we present an integrated system that allows screen visualization and graphic representation of parameters and variables of respiratory function obtained in patients with artificial airway or under mechanical ventilation. This system was installed in a medical section of seven beds devoted to respiratory pathology. We emphasize the methods required to avoid errors and artifacts during recording of variables (pressure transducers, pneumotachograph, etc). We also describe applications of the equipment such as those serving to personnel training and to evolutive control of patients before and after withdrawal of mechanical ventilation.

### Introducción

La acepción latina y primitiva de la palabra monitorización, hace referencia a la actitud de medir<sup>1</sup>, avisar, o dar la alarma sobre algo que está sucediendo, a uno o varios pacientes. Históricamente, la monitorización se ha desarrollado casi con exclusividad en relación con el aparato cardiovascular, en tanto que el aparato respiratorio sistemáticamente ha sido relegado, con excepción de los análisis intermitentes de gases sanguíneos, expresión de la situación momentánea del paciente y cuyo valor se reduce en el caso de que la gasometría se realice por personas poco relacionadas o distantes del paciente crítico<sup>2</sup>.

Las técnicas de pulsioximetría, solas o combinadas con la capnigrafía<sup>3,4</sup>, en cambio, informan de la repercusión de distintas actuaciones sobre el paciente<sup>5</sup> de

forma inmediata. Otras variables respiratorias habitualmente medidas o registradas intermitentemente en pacientes críticos serían la espirometría-Wright de cabecera, medida de las presiones máximas respiratorias<sup>6</sup>, presión de oclusión, etc, para valorar las reservas y capacidad ventilatoria propia del enfermo de las etapas de destete o *weaning*. Recientemente y muy relacionado con la mejora y desarrollo tecnológico, se está adquiriendo una excelente experiencia en la monitorización no invasiva respiratoria mediante los sistemas de magnetómetros: *respiratory inductive plethysmography* (RIP)<sup>7</sup>, dando entrada a las llamadas NIMU (*non invasive monitoring unit*) que reducen los costes y mejoran el manejo.

Los criterios filosóficos de monitorización de una variable establecen las siguientes condiciones<sup>8</sup>: deben ser variables relacionadas con el manejo del paciente, fácilmente interpretables, seguras, reproductibles, prácticas, no invasivas en su obtención, de bajo coste

Recibido el 23-10-1991 y aceptado el 31-12-1991.

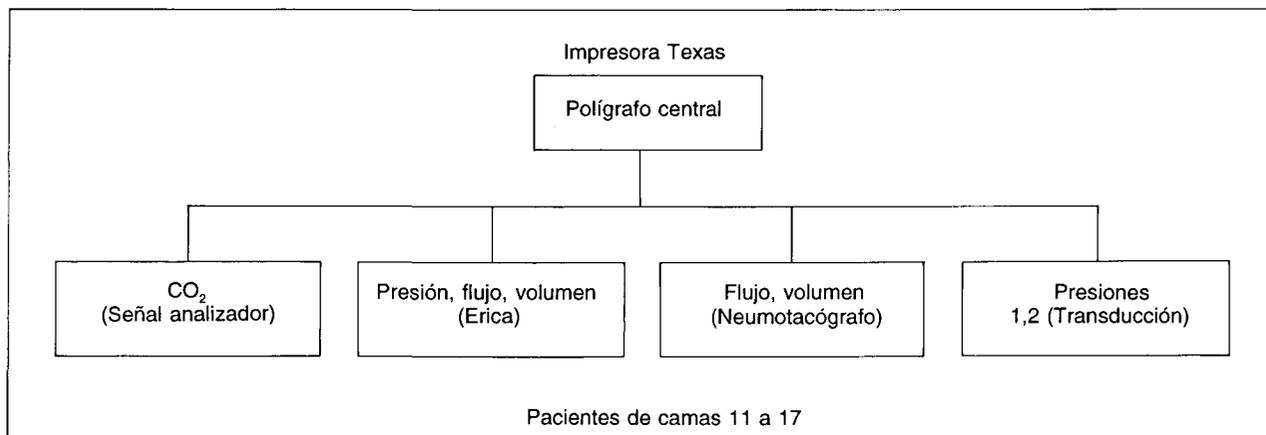


Fig. 1. Disposición de los equipos desde las cabeceras de pacientes hasta el registro central en polígrafo e impresora.

económico, sin olvidar que la mejor monitorización sin duda está representada por una persona cualificada junto al enfermo, “con los ojos y oídos abiertos”.

Con equipos y componentes habituales en cualquier unidad de medicina intensiva (UMI), hemos diseñado un sistema de registro centralizado de una serie de variables respiratorias (presiones, flujo, volúmenes, capnigrafía) en un polígrafo central, con la intención de avanzar en el conocimiento fisiopatológico de la problemática de los enfermos respiratorios: fallos de destete, profundización en el conocimiento de las prestaciones de ventiladores, repercusión del patrón prefijado en el ventilador sobre el enfermo, etc, que se presenta a continuación.

#### Presentación del equipo para monitorización

Con la filosofía descrita de utilización de componentes simples<sup>9-13</sup> disponibles en cualquier unidad de cuidados intensivos y de bajo coste, hemos diseñado un sistema de registro (fig. 1) en un polígrafo central, de cualquier señal analógica, incluyendo la curva capnigráfica, señal de cualquiera de las siete cabeceras de pacientes con patología respiratoria preferente, aparte la posibilidad de impresión digital de datos desde los ventiladores Engstrom Erica, comercialmente disponible, siendo las características técnicas del equipo las siguientes:

- Polígrafo Hellige, de 8 canales, dos de ellos con amplitud de barrido ampliado a 8 cm, para señales cuya morfología interese especialmente visualizar y los otros cuatro con barrido de 2 cm. Velocidades de registro de 1, 2, 5, 10, 25, 50, 100 mm/seg. Entradas experimentales en los ocho canales, con ajustes variables en amplitud. Este polígrafo está centralizado en la consola de enfermería.

- Amplificadores de presión Hellige, con dos módulos y con rangos desde 10 hasta 150 mmHg, posibilitando las dos salidas simultáneas.

- Tubo neumotacógrafo Jaeger, acoplado a equipo transductor diferencial Hellige, posibilitando registro de flujo, volumen, volumen inspirado-espirado o

sumado. Este equipo tiene linealidad<sup>14</sup> en el rango de flujos (V) habituales de 0-80 litros por minuto, disponiendo de mandos de control correctores de derivas, tan frecuentes en neumotacografía.

- Analizadores de dióxido de carbono por sistema de infrarrojos, tipo Datex Normocap<sup>15</sup> CD 102, con rangos desde 0-10 % y señal de calibración a 7 % con salida para registro analógico.

- Transductores de presión Bentley Trantec 800, sin membrana de separación en su cúpula, sellados para estanqueidad con silicona para evitar respectivamente inercias del sistema y fugas. Rangos de medición desde -100 hasta 300 mmHg.

- Válvulas unidireccionales de baja resistencia, tipo Jaeger y válvula Bennett con sistema de oclusión tipo balón de seta<sup>16</sup>, al que se acopla pera de ECG para realizar oclusiones inadvertidas para los pacientes y determinación de la presión de oclusión (P 0,1) o presiones máximas inspiratorias o espiratorias.

- Sondas balón para medida de presión esofágica, de hasta 60 cm de longitud, balón de 10 cm de látex, comerciales.

- Registro X-Y Hewlett Packard con entradas experimentales ajustables en tensión y frecuencia y rangos variables.

- Sistema de cableado desde cualquier equipo (ventilador, capnógrafo, amplificador de presión, neumotacógrafo) hasta las tomas embutidas en la pared, que trasladan cualquiera de hasta seis señales simultáneas, hasta el polígrafo central, usando las mismas canalizaciones de los monitores de ECG centralizados.

#### Metodología y aplicaciones del sistema de monitorización

En primer lugar, para conseguir una familiarización y conocimiento de los equipos que se van a utilizar, hay que considerar una serie de aspectos de metodología, cuya omisión puede conducir a la obtención de falsas medidas y artefactos, que hagan errónea dicha monitorización y registros.

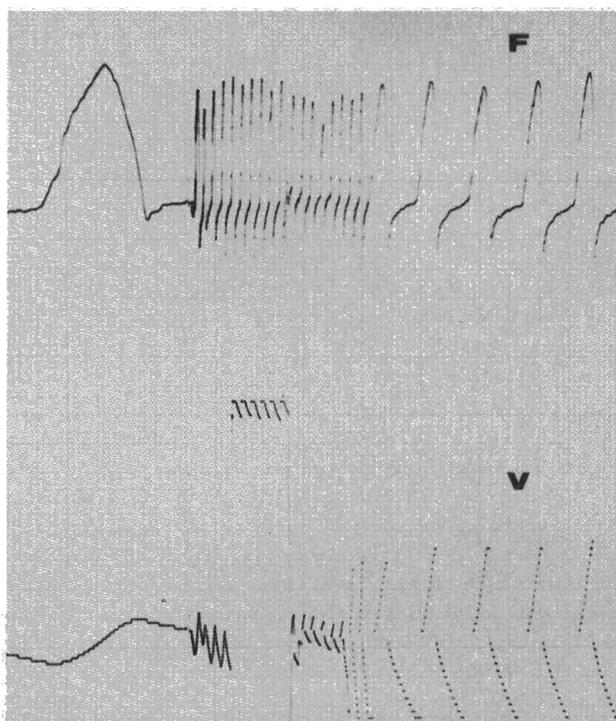


Fig. 2. Registro de flujos (F) y volúmenes (V) (inspiración positiva-espирación negativa) en ventilación mecánica.

Cualquier medida de parámetros respiratorios debe realizarse a partir del lugar más próximo posible a la vía aérea del enfermo<sup>17, 18</sup>, para obtener la mayor información posible, evitando amortiguaciones de las ondas y artefactos relacionados con posiciones dentro del circuito, que “no ven o contemplan” lo que en realidad está ocurriendo en la propia vía aérea (existencia de válvulas intercaladas, con PEEP que no se refleja en el manómetro del ventilador, etc).

Los tubos de Fleish disponibles posibilitan medidas de flujos diferentes sin pérdida de linealidad, según se trate del número cero (de uso en neonatología), número 1, 2, 3 y también del 4, que admite los mayores flujos de gas, apto para trabajar en equipos que suministren este tipo de flujos tan elevados, ventiladores de alta frecuencia jet, tipo percusivo (VDR)<sup>19</sup>, etc. El calibre de dicho neumotacógrafo, esencial para la fiabilidad de las medidas que obtendremos posteriormente, precisa en principio y en buena metodología de gabinete de fisiopatología o estudios respiratorios, de equipos complementarios de alta precisión (bomba sinusoidal), que no siempre están disponibles en una UMI, por lo que pueden contemplarse otras posibilidades alternativas (calibración del neumotacógrafo, usando un espirómetro de campana con uno o varios pesos colocados en su parte superior de los usados para comprobar la estanqueidad de los circuitos). La campana bajará provocando un flujo constante de gas, que puede medirse en el propio papel de registro del espirómetro relacionando volumen en el eje vertical, con tiempo en el horizontal (a la manera como se

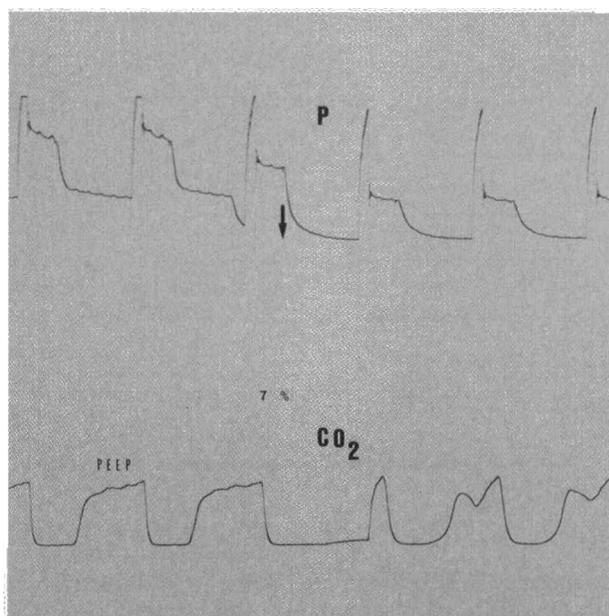


Fig. 3. Registro de presión en cm de agua en vía aérea (P) y capnigrama (calibre a 7%), con PEEP y al suprimir dicha PEEP a partir de la flecha.

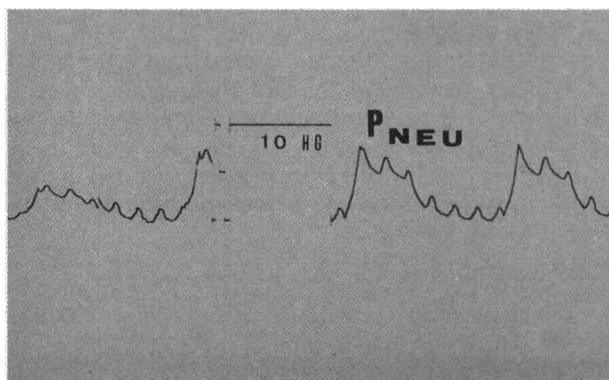


Fig. 4. Registro del latido cardíaco transmitido al neumo o cuff del tubo traqueal (Pneu) conectado al transductor de presión.

mide el volumen espiratorio máximo al segundo (VEMS) en espirometría convencional).

La opción de registrar el volumen corriente dividido en sus dos pendientes o áreas, inspiratoria y espiratoria, aunque le da un aspecto muy peculiar al registro, desde luego evita las derivas descritas en el trazo de volumen, (fig. 2) con la posibilidad de calcular a partir del mismo, la relación inspiración y espiración, o tiempo inspiratorio/tiempo total respiratorio, flujo inspiratorio medio, etc, de gran utilidad en medidas de frecuencia respiratoria y estudios de *driving-timing*<sup>10, 20, 21</sup>.

De gran trascendencia es el detalle metodológico de usar cúpulas en los transductores, sin membrana intermedia de separación, ya que ésta artefactaría los registros, con pendientes de inercia. La interpretación del capnigrama hay que realizarla teniendo en cuenta

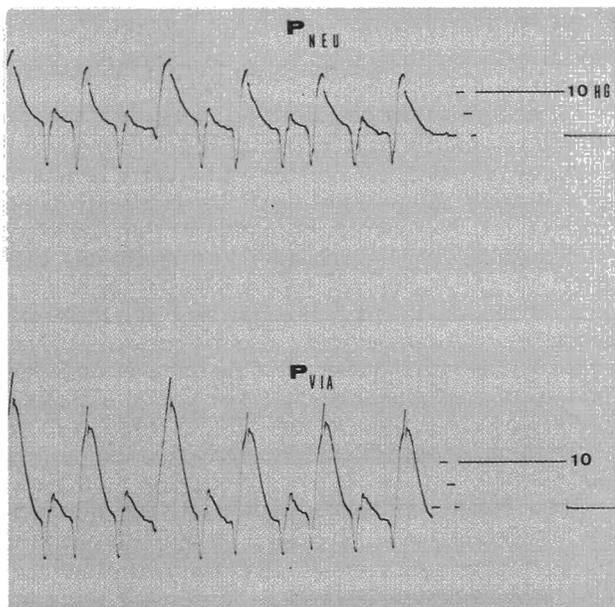


Fig. 5. Registro de presión obtenido del neumó (Pneu) y de la propia vía aérea (Pvia) del tubo traqueal.

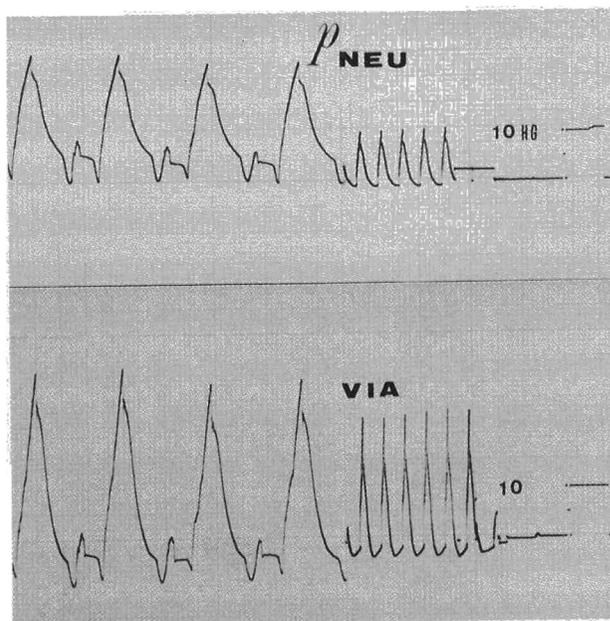


Fig. 6. Similitud de trazo de presión obtenido desde el sistema *easy pressure* (Pneu) y de la vía aérea (Via).

el retraso o *delay* que sufre la curva en relación con el tiempo de transporte mecánico de la muestra de gas desde el paciente hasta el analizador. Asimismo, la morfología del capnigrama, se artefacta, ondas en camello (posición lateral, desadaptaciones del ventilador, patrón de ventilación en pacientes con posible existencia de PEP inadvertidas u ocultas, etc). En la figura 3 se muestra la mejoría de la curva capnigráfica al aplicar una PEEP al paciente, reapareciendo la onda en camello al suprimir la PEEP (flecha).

### Monitorización de la vía aérea artificial

La utilización de tubos endotraqueales con *cuff* de alta *compliance* ha disminuido la incidencia de estenosis postintubación, posibilitando intubaciones prolongadas (21 días o más). Se nos ocurrió monitorizar la presión en el neumó o *cuff* del tubo traqueal, “tan a la mano”, y tan en relación con el mediastino, esófago, arterias, o pleura, de forma comparativa con la presión en vía aérea, lo que se ha descrito en la literatura suficientemente<sup>22,23</sup>, pudiendo observar registros curiosos como es la transmisión del latido cardíaco a través de dicho neumó (fig. 4), sobre todo cuando el rango de medida de presión se ajusta a niveles de gran sensibilidad y el tiempo espiratorio del ventilador es suficientemente largo para poder visualizarlo.

Otro hecho a comentar es la relación existente entre la presión en el neumó y la presión en vía aérea, que se muestra en la figura 5, pudiendo observar que el volumen de sellado traqueal suele alcanzarse cuando ambas ondas de presión tienen la mayor semejanza, no sólo en amplitud, sino también en morfología, ayudando la monitorización conjunta de ambas cur-

vas, mediante dos simples transductores de presión o sistema de llave de tres pasos con un transductor, para mostrar dicha similitud y optimización de hinchado del neumó.

En la figura 6 se muestra el comportamiento de un sistema de control y limitación de la presión del *cuff*, *easy pressure*, con paralelismo evidente de ambas curvas también. El dispositivo tiene una zona coloreada, cuya visualización y movilidad permite controlar y sobre todo evitar el sobrehinchado.

### Monitorización de parámetros en ventilación mecánica

Todos los fabricantes de ventiladores intentan llevar al ánimo del usuario profesional, una serie de tests

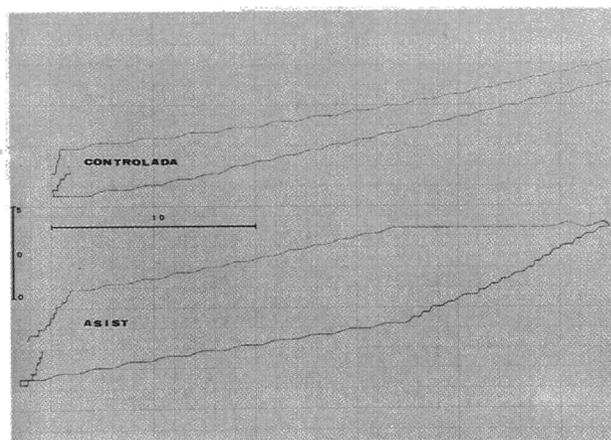


Fig. 7. Bucles presión en mmHg (horizontal), volumen en ml (vertical) en patrón de ventilación mecánica controlada frente al patrón de ventilación asistida (Asist).

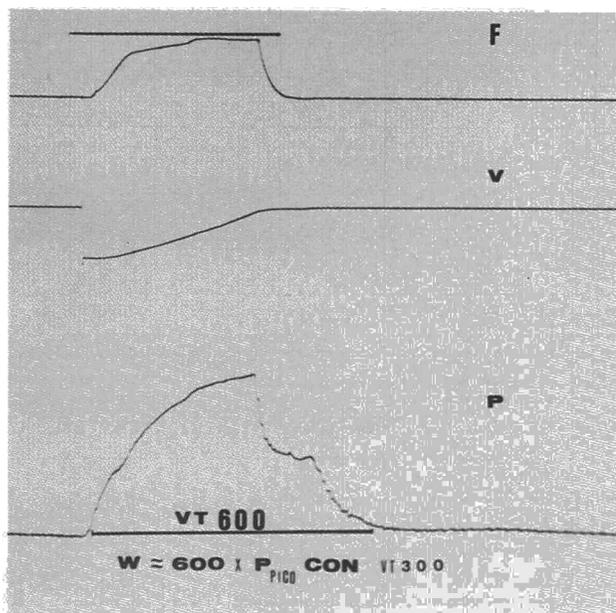


Fig. 8. Cálculo del trabajo respiratorio (W), con fórmula del trapezoide de Marini, con volúmenes corrientes sucesivos (VT) de 600 ml y de 300 ml, programados en el ventilador. Presión máxima o pico en vía aérea (P pico).

previos al inicio de la conexión del paciente al equipo, tests unas veces absolutamente manuales y otras semi o enteramente microprocesados, con mensajes de ayuda, confirmación o alarma. Podrían resumirse estos tests en varios grupos:

I. Test de estanqueidad de circuitos, prueba de fugas y control de presurización correcta de la mezcla aire-oxígeno.

II. Test de funcionamiento con balón de prueba durante unos minutos, para control de volúmenes, sistemas de alarma o mensajes de funcionamiento anormal.

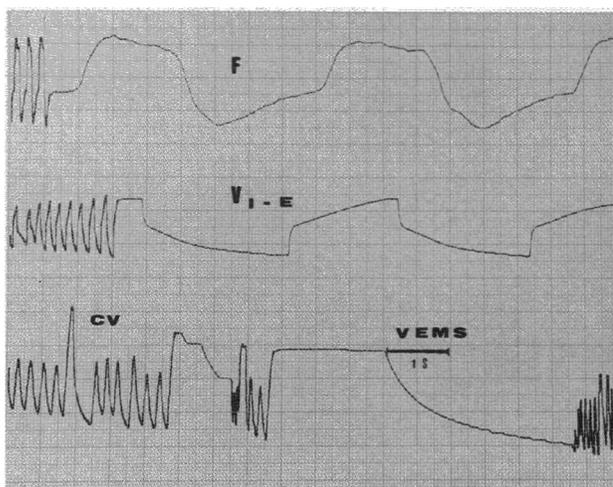


Fig. 9. Espirometría convencional presalida. Flujo (F), volúmenes, divididos en fase inspiratoria y espiratoria (V I-E), capacidad vital (CV) y volumen espiratorio máximo en el primer segundo (VEMS).

III. Tests adicionales para control de funciones especiales del ventilador (cálculos de *compliance*, resistencias, tendencias, etc).

Mientras los tests del grupo primero y segundo son absolutamente imprescindibles, los del tercer grupo, dependiendo de cada equipo, no tienen la misma prioridad, ni implican una disciplina tan trascendente para el paciente que jamás impida la contemplación ineludible de que el ventilador lo primero que debe hacer es soplar cíclica y correctamente, observando por los medios más simples posibles la transmisión cíclica del volumen al paciente. Con los equipos descritos puede por supuesto documentarse el funcionamiento de cualquier máquina que presente dudas o problemas, sobre todo respecto a la "sufrida" válvula espiratoria, habitualmente reesterilizada indefinidamente.

El patrón de ventilación asistida, que algunos autores no creen que descargue tanto los músculos inspiratorios del paciente como se estimaba clásicamente<sup>24</sup>, en efecto comporta la realización de un importante trabajo respiratorio por parte del paciente (figura 7; presión-volumen en patrón de ventilación controlada frente al de asistida, de mayor área). Este trabajo será trascendente en el momento del despegue o destete del respirador, al tener que asumir el paciente dicho trabajo respiratorio<sup>25</sup>, sobre todo en el momento del inicio o disparo del ciclo.

Marini, en uno de sus múltiples trabajos sobre este tema, describió<sup>26</sup> una serie de fórmulas para calcular el trabajo respiratorio en ciclos no espontáneos, ni asistidos, partiendo de la condición de que el flujo proporcionado por el ventilador fuera constante, lo que no siempre ocurre, asumiendo que la curva de presión en vías es un trapezoide (fig. 8), cuya área sería el producto de la base por la semisuma de las alturas. Simplificando dichas fórmulas se podía deducir que el área de la curva de presión podía estimarse sin necesidad de planimetría o informatización, registrando dicha presión en dos ciclos sucesivos bajo un

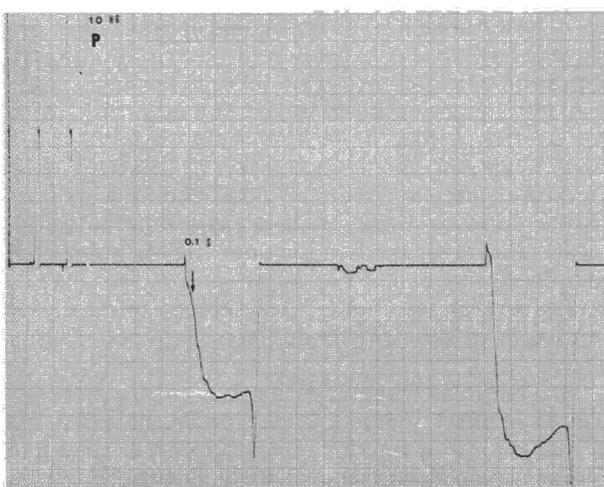


Fig. 10. Medida de la presión de oclusión (P 0.1), en la primera décima de segundo (0,1 s).

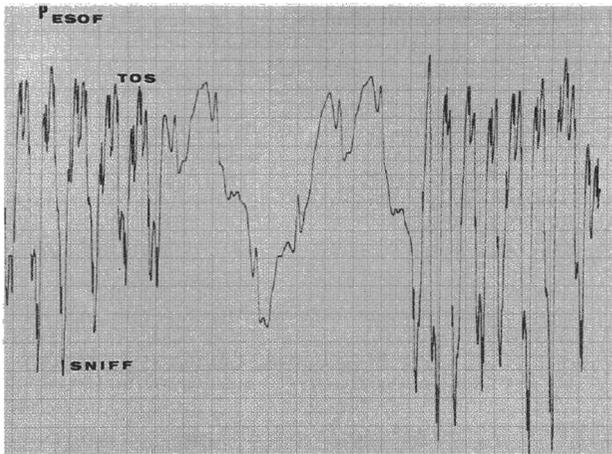


Fig. 11. Registro de la presión esofágica (P esof) y variaciones con las tos y husmeo nasal (*sniff*).

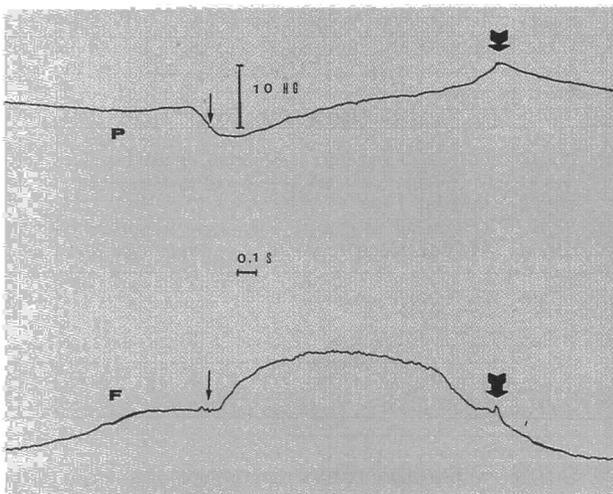


Fig. 12. Comportamiento de una válvula de demanda "blanda", con incisuras correspondientes a su apertura (flecha fina), y a su cierre (flecha gruesa); trazos de presión (P) y flujo (F).

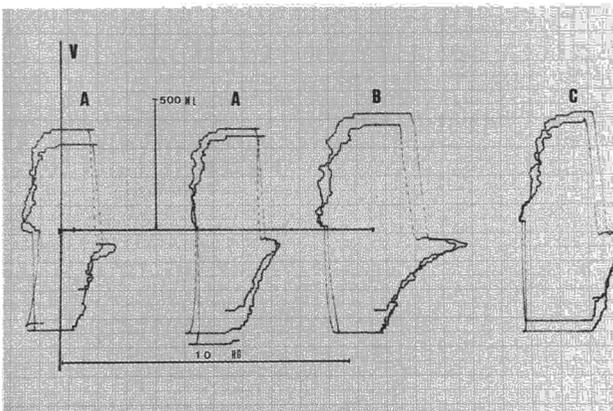


Fig. 13. Asas presión (horizontal) - volumen (vertical) de tres válvulas (A, B, C), usuales en una unidad de medicina intensiva, para ventilación mecánica portátil y/o respiración espontánea.

determinado volumen corriente prefijado en el ventilador, y en el ciclo siguiente, con un volumen corriente mitad del anterior y anotando la presión pico de este último, lo que se muestra en la figura 8.

### Monitorización de la respiración espontánea y parámetros de destete de ventilación mecánica

Algunos autores han denominado esta fase del *weaning* o destete de los ventiladores, el área gris de los cuidados intensivos, probablemente queriendo reflejar cuánto hay de arte<sup>21</sup>, así como la necesidad de hacer intentos repetidos de separación de la máquina, etc, al no ser aplicable la clásica tabla de criterios y parámetros de destete<sup>13, 25</sup>, a todo tipo de pacientes (es distinto un postoperado de un EPOC, por ejemplo).

El comprobar que un paciente al esfuerzo máximo conseguible, dobla su volumen corriente espontáneo medido con un respirómetro Wright, o bien tose con fuerza, da cierta tranquilidad y/o seguridad, siendo bastante informativa la espirometría presalida, comparativa con las realizadas en intercrisis (fig. 9).

La presión de oclusión (P 0,1), popularizada a partir de los trabajos de Milic Emili y otros autores como Herrera<sup>13</sup>, en nuestro país, como índice de la capacidad y status del *drive* o empuje central respiratorio, independiente de la mecánica ventilatoria y por supuesto, informativo a la hora del destete, puede medirse con los equipos que se presentan (fig. 10), así como otros índices conocidos (tiempos inspiratorio/tiempo total, flujo inspiratorio medio, impedancia respiratoria o cociente de esfuerzo inspiratorio de Milic Emili).

Por su utilidad y facilidad de acceso en pacientes críticos, comentamos la información derivada del registro de la presión esofágica, que se muestra en la figura 11, resaltando el paralelismo que puede tener el realizar un test de *sniffing* comparativamente con la medida de las presiones estáticas máximas<sup>6, 23</sup>.

El comportamiento de las válvulas de demanda usadas para la respiración espontánea en la fase de *wea-*

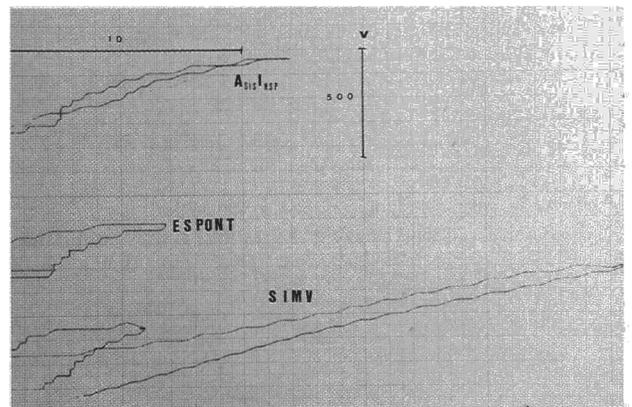


Fig. 14. Asas presión (horizontal) - volumen (vertical) en varios patrones de ventilación mecánica. Arriba: respiración espontánea a través del ventilador, con soporte o asistencia inspiratoria (Asis insp); en medio: respiración espontánea con ventilador; abajo: patrón de ventilación mandataria intermitente sincronizada (SIMV).



ning puede analizarse con los equipos descritos, tanto respecto al tiempo de apertura de las mismas (figura 12 de presión y flujo) con incisuras de apertura y cierre, como en el área de la curva presión-volumen de distintos modelos (A,B,C) valvulares (fig. 13), abogando la elección siempre por sistemas de flujo abierto.

Mediante el registro X-Y, pueden analizarse los bucles presión volumen de distintos patrones de destete, ventilación mandataria intermitente sincronizada (SIMV), respiración espontánea, con o sin asistencia inspiratoria o soporte de presión, como se muestra en la figura 14.

### Conclusiones

Este, o cualquier otro sistema de monitorización que se utilice, contribuirá a un mejor conocimiento por el personal de los equipos de uso rutinario en los pacientes, pudiendo adaptar casi a medida, los parámetros de ventilación para cada caso determinado, conocimiento que debe repercutir sobre el objetivo primordial de nuestra actividad, el pronto restablecimiento de los sufridos enfermos respiratorios, para devolverlos en las mejores condiciones de calidad de vida, no sólo a la sociedad, sino también y de modo primordial a su familia o trabajo.

### Agradecimiento

A los hermanos D. Pedro y D. Antonio Ortuño, a D. José Luis Rodríguez y a D. Ricardo Lahera, que hicieron posible la centralización de todas las señales y registros y a la Sta. Silles por la reproducción fotográfica de los gráficos.

### BIBLIOGRAFÍA

- Tobin MJ. Respiratory monitoring in the intensive care unit. State of the art. *Am Rev Respir Dis* 1988; 138:1.625-1.642.
- Severinghaus JW, Honda Y. History of blood gas analysis. VII Pulse oximetry. *J Clin Monit* 1987; 3:135-138.
- Berlin SL, Branson PS, Capps JS, Cecil WT, Harris KW, Kochansky MT. Pulse oximetry: a technology that needs direction. *Respir Care* 1988; 33:243-244.
- Niehoff J, DelGuercio C, LaMorte W et al. Efficacy of pulse oximetry and capnometry in postoperative ventilatory weaning. *Crit Care Med* 1988; 16:701-705.
- De Vega JM, Mérida A, Morales J, González F, Gutiérrez J. Bloodless SO<sub>2</sub> monitoring to prevent complications in bronchofiberoptic procedures. *Bronchology, research, diagnostic and therapeutic aspects*. Boston: Martinus Nijhoff 1981.
- Black LF, Hyatt RE. Maximal static respiratory pressures in generalized neuromuscular disease. *Am Rev Respir Dis* 1971; 103:641-650.
- Krieger BP, Ershowsky P, Spivack D, Thorstenson J, Sackner MA. Initial experience with a central respiratory monitoring unit as a cost-saving alternative to the intensive care unit for medicare patients who require long-term ventilatory support. *Chest* 1988; 93:395-397.
- Stafford TJ. Whither monitoring? *Crit Care Med* 1982; 10:792-795.
- Monserrat JM, Picado C, Canet J, Casan P, Sanchis J. Presión de oclusión. Formas de medición. *Arch Bronconeumol* 1987; 23:285-288.
- Pourriat JL, Lamberto JF, Lamberto C, Gabry AL, Cupa M. Profil ventilatoire et pression d'occlusion des insuffisants respiratoires chroniques lors du sevrage de la ventilation artificielle. *Ann Fr Anesth Reanim* 1982; 1:639-646.
- Gómez Rubí JA, Palazón E, Alonso M, Sanmartín A, Bixquert V, Abad F. Modificaciones de la presión de oclusión bucal (P<sub>0,1</sub> y fuerza inspiratoria) con la presión positiva espiratoria final (PEEP). *Medicina Intensiva* 1988; 2:69-74.
- Sasoon CSH, Te TT, Mahutte CK, Light RW. Airway occlusion pressure. An important indicator for successful weaning in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Am Rev Respir Dis* 1987; 135:107-113.
- Herrera M, Venegas J, Rodríguez M et al. Primer destete: importancia de los músculos respiratorios. *Medicina Intensiva* 1987; 11:138-144.
- Fleish A. Le pneumotachographe. *Helv Physiol Acta* 1956; 14:363-368.
- Blackburn JP, Williams TR. Evaluation of the Datex CD-101 and Godart capnograph Mark II infrared carbon dioxide analysers. *Br J Anaesth* 1980; 52:551-555.
- Verea HR. Válvula neumática con cierre imperceptible para determinación de la presión de oclusión P<sub>0,1</sub>. *Arch Bronconeumol* 1987; 23:211-212.
- Armengol J. Ventilación a alta frecuencia. *Arch Bronconeumol* 1986; 22:178-187.
- Navajas D, Farré R, Rotger M, Canet J. Recording pressure at the distal end of the endotracheal tube to measure respiratory impedance. *Eur Respir J* 1988; 2:178-184.
- Gallagher T, Boysen PG, Davidson DD. High frequency percussive ventilation compared with conventional mechanical ventilation. Abstract. *Crit Care Med* 1985; 13:212.
- Grassino A, Bellemare F, Laporta D. Diaphragm fatigue in the strategy of breathing in COPD. *Chest* 1984; 85(suppl):51S-54S.
- Milic-Emili J. Is weaning an art or a science? *Am Rev Respir Dis* 1986; 134:1.107-1.108.
- Badenhorst CH. Changes in tracheal cuff pressure during respiratory support. *Crit Care Med* 1987; 15:300-302.
- Laroche CM, Mier AK, Moxham J, Green M. The value of sniff esophageal pressures in the assessment of global inspiratory muscle strength. *Am Rev Respir Dis* 1988; 138:596-603.
- Rochester DF. Does respiratory muscle rest relieve fatigue or incipient fatigue? *Am Rev Respir Dis* 1988; 138:516-517.
- Tobin MJ, Pérez W, Guenter SM et al. The pattern of breathing during successful and unsuccessful trials of weaning from mechanical ventilation. *Am Respir Dis* 1986; 134:1.111-1.118.
- Marini JJ, Rodríguez M, Lamb V. Bedside estimation of the inspiratory work of breathing during mechanical ventilation. *Chest* 1986; 89:56-63.