

REGISTRO DEL BUCLE PRESION-VOLUMEN PULMONAR EN EL PACIENTE INTUBADO

S. BENITO

Servicio de Medicina Intensiva. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona.

La determinación del bucle presión-volumen pulmonar con la superjeringa, se realiza mediante la insuflación del gas en ella contenido y el registro simultáneo de la presión generada en el pulmón, en condiciones estáticas, en inflación y deflación, y desde capacidad residual funcional a capacidad pulmonar total.

El perfil que muestra el bucle informa del estado elástico del pulmón, y permite optimizar la ventilación mecánica en los pacientes afectos de una insuficiencia respiratoria aguda.

Arch Bronconeumol 1987; 23:192-195

Introducción

La relación presión-volumen pulmonar, es decir, de las variaciones en la presión intrapulmonar que condicionan cambios en el volumen pulmonar, explorada en condiciones estáticas desde capacidad residual funcional hasta capacidad pulmonar total, puede dar información acerca del estado elástico del pulmón¹.

En los pacientes con insuficiencia respiratoria aguda sometidos a ventilación mecánica puede anularse farmacológicamente el estímulo ventilatorio para permitir un estudio de la elasticidad pulmonar en condiciones estáticas sin riesgos. La primera descripción de esta técnica se debe a Janney² y es recogida por Bendixen³.

Material

El bucle presión-volumen precisa de la medida de la presión en la vía aérea y del volumen insuflado en el pulmón de forma simultánea. Ambas señales, debidamente procesadas y conectadas a un registrador X-Y, permiten la realización de este bucle.

La presión en vía aérea se mide mediante un transductor diferencial de presión conectado al extremo proximal del tubo endotraqueal. Se mide la presión diferencial entre la vía aérea y

Recording of the pulmonary pressure volume loop in intubated patients

Determination of the pulmonary pressure-volume relationships with the super-syringe technique is carried out by insuflation of known-volumes of air with simultaneous recording of the change in intrapulmonary pressure thus generated. Measurements are made in static conditions during inflation and deflation of the patient's lung departing from functional residual capacity up to total lung capacity.

The shape of the pressure-volume loop informs about the lung elastic properties in a given time and allows the optimization of mechanical ventilation in patients with acute respiratory failure.

atmósfera, es decir, la presión transtorácica. Se puede utilizar la presión transpulmonar, conectando al transductor la presión esofágica si bien no aporta mayor información y si mayores problemas metodológicos.

La señal de presión del amplificador se introduce en las abscisas de una gráfica X-Y para trazar el bucle, con una escala de 2 cm H₂O por división para que permita una fácil visualización y cuantificación.

La medida del volumen se realiza mediante la insuflación del gas contenido en una jeringa de 3 litros previamente calibrada (fig. 1). Sobre el eje del émbolo se ha adosado un rotor, que, unido a un potenciómetro lineal conectado a una fuente de energía de bajo voltaje, emite una señal eléctrica proporcional

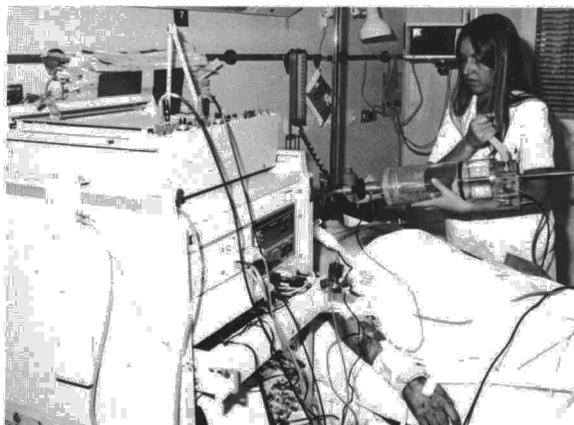


Fig. 1. Jeringa de 3 litros calibrada. Inicio de la maniobra del bucle.

Recibido el 23-7-1986 y aceptado el 22-12-1986.



al volumen de aire introducido o retirado del pulmón del paciente, debido a que al empujar o retirar el émbolo de la jeringa gira el rotor adosado al eje del émbolo. A medida que se introduzca volumen y gire el rotor aumentará la intensidad eléctrica a la salida del potenciómetro y desplazará el inscriptor del registro. La señal de volumen se introduce en el eje de las ordenadas, correspondiendo 100 ml a cada división del registro, lo que permite su fácil cuantificación.

Dado que la señal de volumen empleada no es estrictamente volumen sino desplazamiento del eje del émbolo de la jeringa con la que introducimos el volumen, no puede informar de las fugas que se pueden producir en el circuito. Se deberá asegurar que el sistema paciente-jeringa es estanco, siendo el lugar más frecuente y casi único de fugas el neumotaponamiento del tubo endotraqueal, que deberá insuflarse correctamente. La repetibilidad de los bucles es tal que, si se han tomado las precauciones metodológicas descritas más adelante, los bucles obtenidos son idénticos. Este criterio de identidad es obligado para evitar errores en la medida de presión y volumen, por lo que debe asegurarse que el aspecto y configuración del bucle sean exactos en dos determinaciones sucesivas en un mismo paciente.

Método

Los pacientes se colocan en decúbito supino, sedados y curarizados para inhibir cualquier estímulo espontáneo y permitir la insuflación lenta en el pulmón de todo el volumen de gas prefijado. La sedación de estos pacientes se realiza con flunitracepam de 1 a 2 mg ev y la curarización con bromuro de pancuronio a dosis de 4 a 6 mg ev. Los efectos indeseados de esta actuación son básicamente hemodinámicos, presentando algunos pacientes descenso de la presión arterial sistémica que, si es necesario, se corrige mediante pequeños aportes de un expansor de volumen.

Se retira la presión positiva espiratoria del ventilador, en el supuesto de que se utilice. De ser así, se aumenta la fracción inspirada de oxígeno que recibe el paciente. Se aspiran meticulosamente las secreciones pulmonares si las hay, y se asegura que el neumotaponamiento del tubo endotraqueal es estanco. Se fuerza una inspiración profunda del paciente con el ventilador, se interrumpe la conexión con el ventilador y se conecta la jeringa al tubo endotraqueal, iniciándose seguidamente la maniobra de insuflación por jeringa.

El procedimiento es insuflar aproximadamente 100 ml de gas de la jeringa empujando el émbolo. Una vez insuflado este volumen debe esperarse tres segundos, para conseguir el valor estático de presión. Se insuflan a continuación 100 ml más y se vuelve a hacer una pausa de tres segundos. Estos incrementos de volumen y estas pausas se irán realizando hasta introducir en el pulmón un volumen de 25 ml/kg⁴ o alcanzar una presión de 40 cmH₂O en la vía aérea. Cuando esto ocurre se inicia la deflación mediante lentas aspiraciones con la jeringa, con las mismas pausas y cambios de volumen que en la insuflación. La deflación se realizará hasta llegar a una presión estática en la vía aérea igual a cero. Se realizan dos bucles presión-volumen, uno a continuación del otro, intercalando una breve conexión al ventilador. Habitualmente se confirma que son idénticos y, de no ser así, debe repetirse la maniobra.

En la figura 2 se muestra el bucle obtenido en un paciente. Se pueden apreciar los incrementos de volumen realizados y la diferencia de las presiones inducidas, consideradas en forma dinámica y estática. Mediante la unión de los puntos de situación estática, se consigue el bucle presión-volumen con el cual trabajaremos.

Parámetros que se derivan de la curva

El bucle presión-volumen, realizado en las condiciones antedichas y comprobada su repetibilidad, permite extraer información sobre las características mecánicas del pulmón. Del bucle

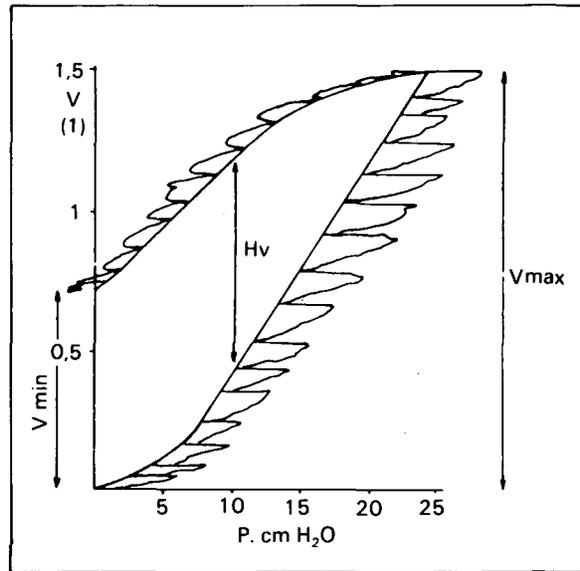


Fig. 2. Histeresis de volumen (H_v). Volumen atrapado (V_{min}/V_{max}).

pueden obtenerse una serie de parámetros fáciles de calcular y de uso común en la literatura:

Compliancia toracopulmonar. En la deflación de la curva aparece una porción lineal, próxima a los 0,5 a 1 litro por encima de la capacidad residual funcional (fig. 2), que es el segmento en el cual calculamos la compliancia toracopulmonar. El interés que tiene la medida de la compliancia pulmonar y su evolución ha sido ampliamente referido en la literatura⁵.

Histeresis. La histeresis pulmonar es un fenómeno por el cual la relación presión-volumen es diferente en la inspiración que en la espiración. Se expresa en términos de superficie del área comprendida en el bucle, o por el índice entre esta superficie y la superficie del rectángulo que incluye al bucle. Los mecanismos por los que se produce histeresis están relacionados con las características del tejido pulmonar, con la actividad del surfactante, y con el diferente número de unidades pulmonares abiertas al principio de la inspiración⁶. La medida de superficies en la práctica diaria es compleja, por lo que se han recomendado índices más sencillos para estimar la magnitud de la histeresis, entre ellos el de Hillman et al⁷, que la define como la histeresis de volumen, es decir, la diferencia del volumen entre la inspiración y la espiración, a una presión transpulmonar de 10 cmH₂O (fig. 2).

Atrapamiento. Cuando se realizan los bucles de presión-volumen en pacientes con insuficiencia respiratoria aguda hay un volumen de gas que no se recupera en la fase de retirada del émbolo (fig. 2); es el volumen del gas atrapado por el cierre de las unidades pulmonares. Este gas atrapado ha sido estudiado especialmente por Frazer⁸. El índice desarrollado por Frazer es V_{min}/V_{max} ,

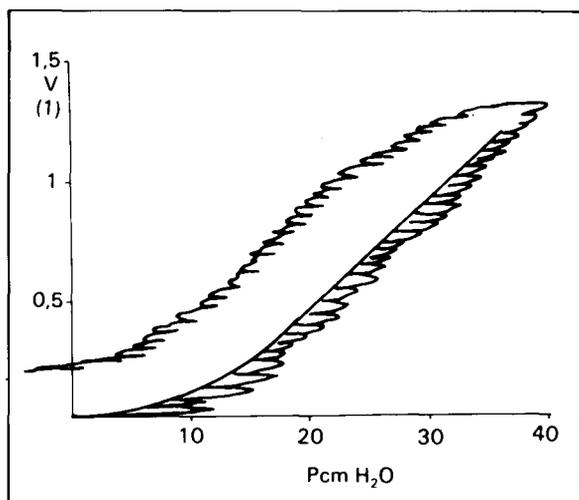


Fig. 3. Bucle con inflexión en la porción inicial de la inflación a 15 cmH₂O.

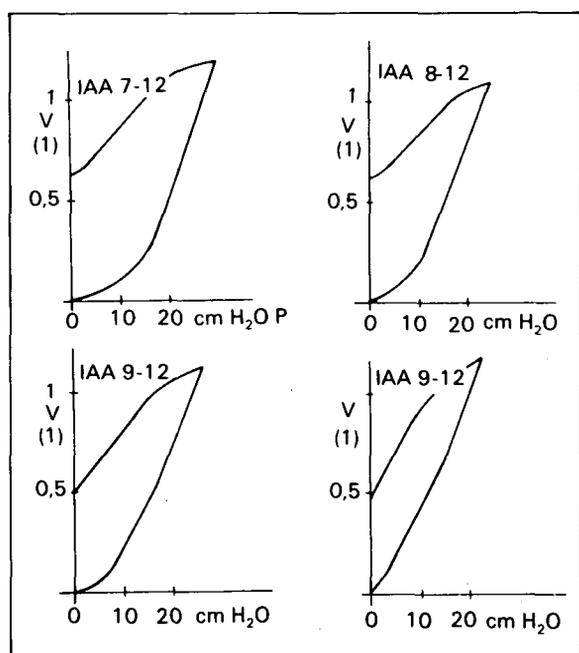


Fig. 4. Cuatro bucles de días sucesivos de una mujer de 18 años afectada de una insuficiencia respiratoria aguda por sepsis estafilocócica post aborto. Ingresó el día 7-12 precisando FiO₂ de 0,8 y PEEP de 15 para normalizar los gases arteriales, el día 8-12 FiO₂ 0,5 y PEEP 10, por último, el día 10 se pudo extubar. Los bucles a lo largo de estos días muestran mejoría en la compliancia, disminución de histéresis y desaparición de la inflexión.

que supone el cociente de dividir el volumen de gas atrapado en el pulmón (V_{min}) por el volumen total introducido en el pulmón al realizar el bucle (V_{max}). En su trabajo experimental animal encuentra que valores próximos a 0,3 o superiores se correlacionan con edema pulmonar y son un buen índice de éste.

Capacidad pulmonar total. La determinación de la capacidad pulmonar total en pacientes sedados y curarizados sometidos a ventilación mecánica,

es compleja. Se han referido cifras orientadoras para su estimación, como son el volumen que produce una presión transpulmonar de 30 cmH₂O o el volumen correspondiente a 12-14 ml gas por gramo de peso pulmonar⁹. En nuestro caso, utilizamos como medida de capacidad pulmonar total el volumen que genera una presión transtorácica de 40 cmH₂O, sumado a la capacidad residual funcional de la que partimos al iniciar la insuflación con la jeringa.

Inflexión. Uno de los parámetros que creemos de mayor interés a considerar sobre el bucle presión-volumen, determinado con el método de la superjeringa, es la aparición de inflexiones en la porción inicial inspiratoria de dicho bucle. Esta inflexión inicial supone mecanismos de apertura (fig. 3), y quiere decir que se pasa de una zona menos distensible a una zona más distensible. A partir del momento en que se supera la inflexión, la relación presión-volumen es más favorable, pues supone que a igual incremento de volumen se generan menores incrementos de presión. Este parámetro indica la presión positiva que debemos emplear. La PEEP mínima propiciadora de estos fenómenos de apertura traducidos por el cambio de inflexión¹⁰ ya había sido mencionado en la literatura bajo otro concepto: como la mejoría de la compliancia pulmonar al utilizar un valor determinado de PEEP. Además de la mejoría de la compliancia, se observa mejora de la oxigenación y disminuye el cortocircuito pulmonar¹¹.

Patrones. Mediante los parámetros que definen el bucle, pueden establecerse unos patrones que orientan sobre el estado anatómico y la situación evolutiva de los pacientes afectados de una insuficiencia respiratoria aguda. El valor de la compliancia medida en la deflación, la superficie de histéresis y la presencia o ausencia de inflexión en la porción inicial de la rama ascendente del bucle, guardan correlación con la afectación radiológica de los pacientes en el curso de una insuficiencia respiratoria aguda¹. El interés de la identificación de estos patrones no estriba sólo en conocer el estadio evolutivo del paciente afecto de una insuficiencia respiratoria aguda, sino también observar las modificaciones producidas en el tiempo y el sentido en que se encaminan (fig. 4). Su estudio, según se propone, permite optimizar la ventilación mecánica en estos pacientes.

BIBLIOGRAFIA

1. Matamis D, Lemaire F, Harf A, Brun-Buisson C, Ansker JC, Atlan G. Total respiratory pressure-volume curves in the adult respiratory distress syndrome. *Chest* 1984; 86:58-66.
2. Janney CD. Super-syringe. *Anesthesiology* 1959; 20: 709-711.



3. Bendixen HH, Egbert LD, Hedley-White J, Laver MB, Pontoppidan H. Respiratory care. St Louis, Mosby Co. 1965; 50-51.

4. Benito S, Lemaire F, Mankikian B, Harf A. Total respiratory compliance as a function of lung volume in patients with mechanical ventilation. *Intensive Care Med* 1985; 11:76-79.

5. Mancebo J, Calaf N, Benito S. Pulmonary compliance measurement in acute respiratory failure. *Crit Care Med* 1985; 13:589-591.

6. Radford EP. Static mechanical properties of mammalian lungs. En: Feen WO, Rahn H, ed. *Handbook of physiology. Respiration*. Baltimore. Williams & Wilkins Company 1964; 429-449.

7. Hillman DR, Finncane KE. The effect of hyperinflation on lung elasticity in healthy subjects. *Respir Physiol* 1983; 54: 295-305.

8. Frazer DG, Stengel PW, Weber KC. The effect of pulmonary edema on gas trapping in excised rat lungs. *Respir Physiol* 1979; 38:325-333.

9. Hoppin FG, Hildebrandt J. Mechanical properties of the lung. *Bioengineering aspects of the lung*. Ed. by John B. West. En: *Lung Biology in Health and Disease*. Ed. Claude Lenfant. New York. Marcel Dekker, 1977.

10. Lemaire F, Harf A, Rivara D, Simonneau DG, Atlan G. Pression positive de fin d'expiration et compliance pulmonaire au cours de l'insuffisance respiratoire aigue. *Nouv Presse Med* 1979; 8:3900-3901.

11. Suter PM, Fairley HB, Isenberg MD. Optimum end-expiratory airway pressure in patients with acute pulmonary failure. *N Engl J Med* 1975; 292:284-289.