R. esp Fisiol., 9, n.º 1, págs. 15 a 24, 1953

Instituto de Fisiología
Facultad de Medicina - Barcelona
(Prof. J. Jiménez-Vargas)

Nuevo método de respiración artificial con presión pleural subatmosférica

por J. Jiménez-Vargas y F. Ruz *

(Recibido para publicar el 27 de enero de 1953)

En investigaciones anteriores hemos venido registrando las variaciones de tono bronquial y volumen pulmonar por medio de un dispositivo de respiración artificial con presión positiva (1) (2). Pero este sistema no es el más adecuado para valorar la acción de los factores circulatorios, porque el registro de los fenómenos circulatorios en la circulación menor, cuando se trabaja con presión positiva, no es lo mismo que cuando se trabaja en condiciones fisiológicas con respiración espontánea. En cambio, en este último caso, el inconveniente está en las variaciones espontáneas de la ventilación pulmonar. Con objeto de evitar estos inconvenientes hemos empezado a trabajar siguiendo el método que describimos a continuación. Este método permite realizar experiencias en condiciones más aproximadas a las fisiológicas, porque los desplazamientos rítmicos del pulmón se hacen por medio de una fuerza aspirante que actúa sobre la cavidad pleural. Así las condiciones mecánicas de la ventilación pulmonar son más aproximadas a las de la respiración espontánea, y, por otra parte, tiene la ventaja de la facilidad de graduar la amplitud de ventilación, y de mantener la respiración a un determinado nivel uniforme y constante de tal modo que las variaciones de volumen pulmonar que se produzcan durante la experiencia resultan fáciles de valorar cuantitativamente.

* Alumnos internos que han colaborado en la parte experimental: Señorita Dolores Jurado, señorita Carmen Vicente Ferré, don Eduardo Mata y don Emilio González Lira.

Método

Se registra por separado el aire inspirado y el aire espirado, en dos espirómetros que dan la medida cuantitativa.

La aspiración pleural se puede realizar con el tórax en posición espiratoria espontánea, pero en este caso los desplazamientos del pulmón son pequeños, y queda poco margen de variación de volumen.

Es más seguro poner el tórax en inspiración máxima. Para esto se utiliza un dispositivo que consiste en una serie de tornillos, que se fijan a la mesa, y permiten hacer tracción sobre las costillas por medio de unos alambres según representamos en el esquema. De este modo se colocan las costillas en posición de inspiración forzada y queda un amplio margen de desplazamiento del pulmón en el tórax. Para evitar las contracciones espontáneas del diafragma, que pudieran ser otra causa de error, previamente se practica una doble frenicectomía.

La comunicación del cilindro A con la cavidad pleural se efectúa por dos cánulas de vidrio laterales, y colocadas aproximadamente en el 4.° o 5.° espacio intercostal. Se colocan dos cánulas para hacer aspiración bilateral, y evitar desplazamientos del mediastino.

La inspiración se realiza del siguiente modo (fig. 1). El cilindro A aspira el aire de la cavidad pleural a través de la válvula 1, que está abierta durante todo el tiempo que baja el pistón. La válvula 2 — que comunica la cavidad pleural con la atmósfera, o con el fuelle E — está cerrada durante el tiempo que dura la aspiración. El aire llega al pulmón desde el fuelle B, a través de la válvula 3, que también queda abierta durante todo el tiempo que dura la aspiración. Al mismo tiempo, la válvula 4 que comunica el fuelle B con el aire atmosférico está cerrada. Es una válvula de membrana de caucho, que sólo se puede abrir cuando la presión en B es superior a la atmosférica, y por eso durante la inspiración, como la presión en B tiende a ser subatmosférica, fácilmente queda cerrada.

Durante la inspiración debe quedar vacío el espirómetro C, que mide el aire espirado. Para este objeto se utiliza el cilindro D, cuyo pistón se desplaza al mismo tiempo y en el mismo sentido que el del cilindro A. La válcula 6 está cerrada durante todo el tiempo de la aspiración del cilindro D. Esta válvula comunica el fuelle C con la tráquea, y al cerrarse evita que la aspiración se transmita al pulmón. El espirómetro C puede comunicar con la atmósfera a través de la válvula 5, que funciona como válvula de seguridad, destinada a evitar que la presión en el espirómetro C llegue a hacerse subatmosférica durante la aspiración que vacia el

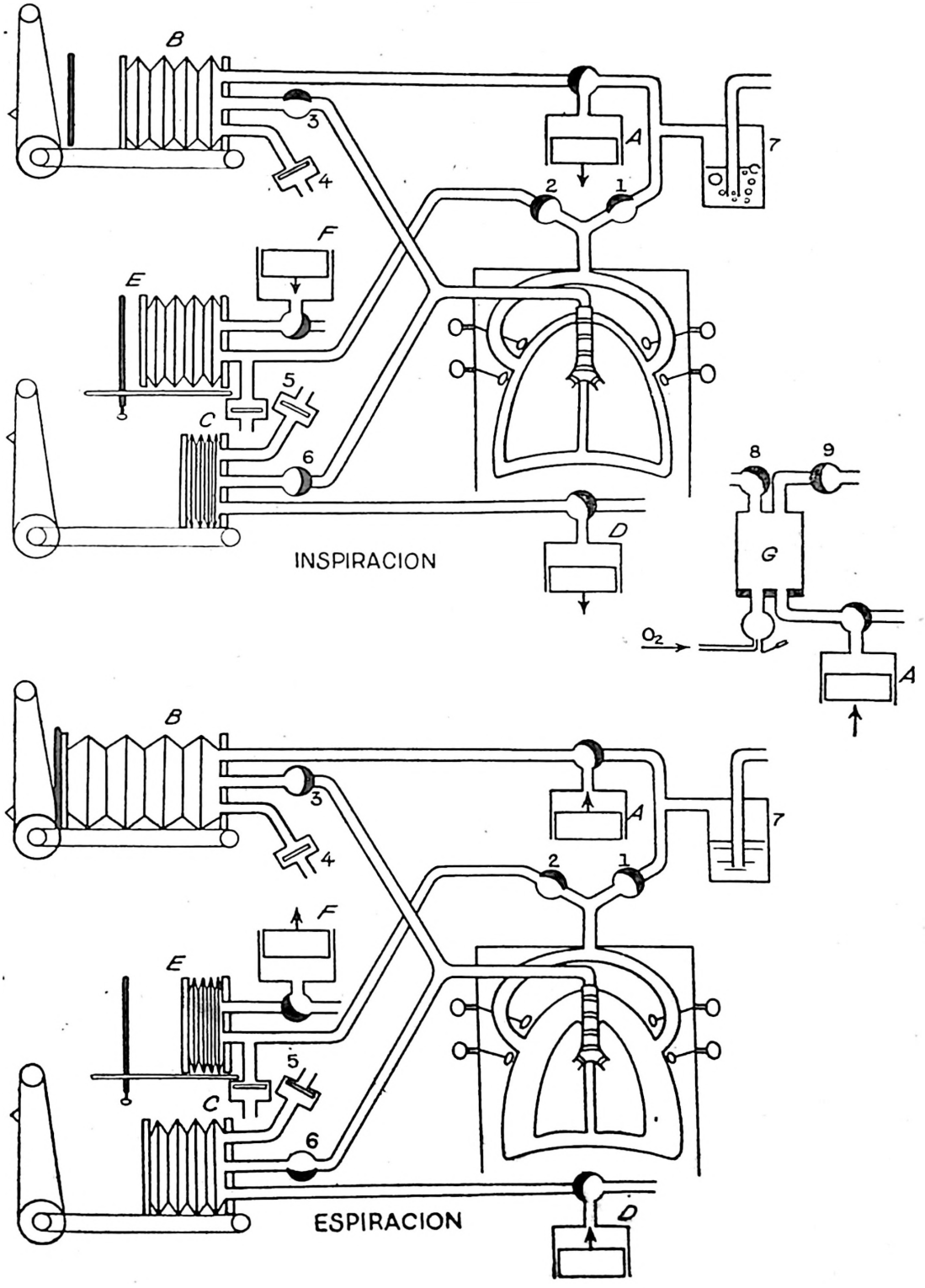

B
3
4
A
7
2
1
F
E
5
C
6
8
9
G
D
INSPIRACION
O2
A
B
3
4
A
7
2
1
F
E
5
C
6
D
ESPIRACION

Figura 1

fuelle. El volumen de aire que aspira el cilindro D debe estar graduado para que con seguridad pueda volver el fuelle C a la posición cero. Por eso, como aun puede seguir aspirando cuando el fuelle ya está al nivel cero, la presión en C llegaría a ser subatmosférica si no fuese porque la válvula 5 entonces deja pasar aire desde la atmósfera al cilindro D, a través del fuelle C. Al terminar la aspiración del cilindro D, la válvula 5 se cierra espontáneamente, y la presión en el espirómetro C, al empezar la espiración, es igual a la atmosférica.

Cuando termina de bajar el pistón de los dos cilindros A y D, comienza la espiración. En este momento se cierra la válvula 1 y se abre la válvula 2. Pasa libremente el aire a la cavidad pleural, y el pulmón se colapsa. Simultáneamente a la apertura de la válvula 2, se cierra la válvula 3; y se abre la válvula 6, que deja pasar el aire del pulmón al espirómetro C. La válvula 5, cerrada entonces, impide la comunicación de este espirómetro con la atmósfera.

Si la válvula 2 comunica directamente con la atmósfera durante la espiración, el pulmón se colapsa por completo. Pero dejar que la retracción espiratoria expulse todo el aire residual representa trabajar en condiciones poco fisiológicas. Con el objeto de evitar este inconveniente, hemos intercalado un dispositivo que impide el colapso completo del pulmón, para que al terminar la espiración el pulmón retenga un volumen de aire, que equivale al volumen de aire residual y parte del aire de reserva. Este dispositivo es un fuelle E como los demás espirómetros, que comunica con la entrada a la cavidad pleural, a través de la válvula 2. Este fuelle durante la inspiración se llena con un volumen constante de aire, por medio de un cilindro F, que trabaja en sentido contrario de los los cilindros A y D. El cilindro F llena el fuelle E mientras el cilindro A está aspirando de la cavidad pleural. Cuando termina la aspiración del cilindro A, el cilindro F queda incomunicado con el espirómetro E, y entonces la retracción del pulmón hace pasar el aire del espirómetro E hasta la cavidad pleural. Este volumen de aire se puede graduar de tal manera que la cantidad que insufla el cilindro F resulte algo menor que la que aspira el cilindro A. De este modo todo el volumen que ha pasado a la cavidad pleural desde el cilindro E, lo puede aspirar por completo el cilindro A. Para que el volumen contenido en el fuelle E sea igual en todos los movimientos de pistón, aunque varíe la proporción que entra en la cavidad pleural, se utiliza un tope para marcar la posición que debe tener el fuelle. El exceso de aire que pueda insuflar el cilindro escapará por una válvula que se abre cuando aumenta la presión en el fuelle E, que así se mantiene siempre a una presión igual a la atmosférica.

Durante la espiración, el espirómetro B se llena con el aire

que insufla el cilindro A. La válvula 4 se puede abrir si hay un exceso de presión en el fuelle, lo que evita que la presión del aire de este fuelle al empezar la inspiración sea superior a la atmosférica, y sirve como dispositivo de seguridad. Y, como en el fuelle E, se mantiene siempre el mismo nivel al comienzo de la inspiración, por medio de un tope.

Como el objeto del trabajo es la medida cuantitativa del volumen de aire inspirado y el volumen de aire espirado, hemos creído conveniente practicar la aspiración de tal manera que la presión de aspiración fuese constante, o, por lo menos, muy poco variable, porque en estas condiciones son más correctas las gráficas del volumen de aire que entra y sale del pulmón, y mayor la sensibilidad del método.

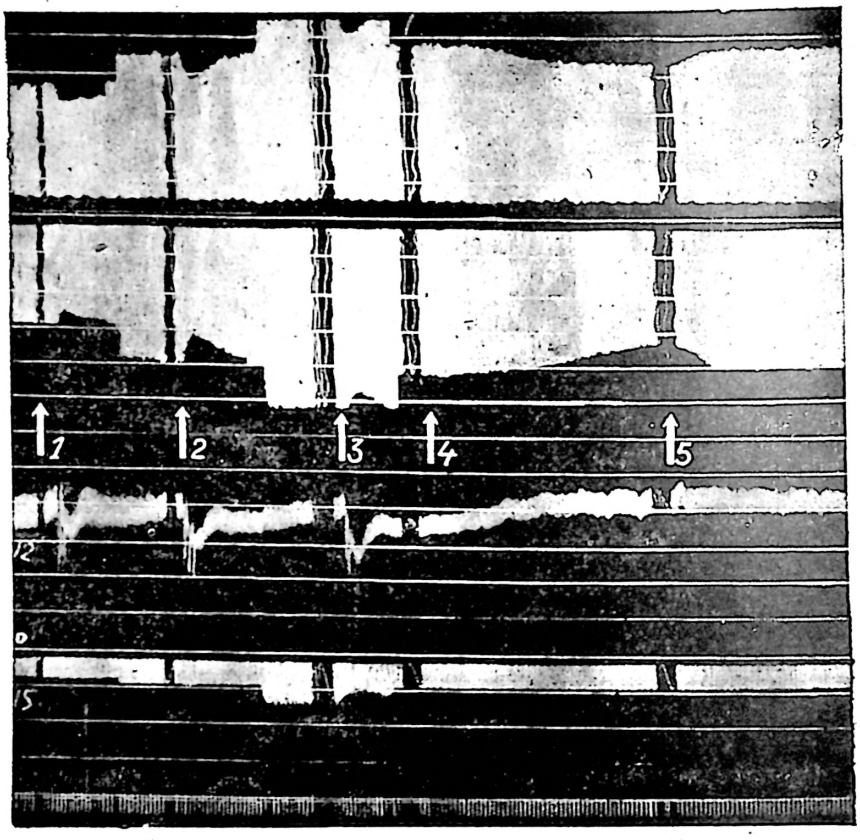
Se puede trabajar graduando el volumen de aspiración del cilindro A casi al máximo de lo que permite la posición inspiratoria forzada de la caja torácica, y suprimiendo la válvula 7, pero en estas condiciones la presión de espiración puede experimentar grandes cambios y se pierde sensibilidad en la medida de las variaciones de volumen. Con este objeto, en el dispositivo de aspiración intercalamos una columna de agua 7, fácilmente graduable. El aire puede pasar, burbujeando a través del agua, hasta el cilindro A, cuando el cilindro A aspira de la pleura. La presión se mantiene constante porque si aumenta la resistencia de las vías respiratorias, pasa más aire desde la atmósfera hasta el cilindro A a través de la válvula 7, y no hay cambio de presión pleural. Con este dispositivo hemos obtenido gráficas en las que la presión pleural, registrada con un manómetro de membrana, se mantiene muy constante, a pesar de que se producen marcadas modificaciones en el volumen de aire pulmonar (gráfiica I).

Para poder ensayar substancias en forma de aerosoles se intercala en el círcuito un dispositivo G, como el que hemos descrito en una comunicación anterior. Este dispositivo consiste en un depósito que se intercala en el circuito de inspiración. Se utiliza para la producción de aerosol una corriente constante de 0_2 o de aire comprimido, y a presión conocida. Un sistema de válvulas rotatorias dirige la nube hacia el fuelle B en la espiración — válvula 8 —, o al aire en la inspiración, válvula 9. Una cánula introducida en el generador de aerosoles permite la introducción o extracción de disoluciones a voluntad.

Resultados

Con el método que acabamos de describir venimos realizando una serie de investigaciones sobre diferentes efectos de constricción bronquial, cuyos resultados comunicaremos en otro trabajo,

comparativamente con los procedimientos de respiración con presión positiva. Debemos hacer notar en primer término que, a pesar de las manipulaciones operatorias en la cavidad pleural, las condiciones de supervivencia son favorables, y permiten trabajar durante varias horas sin que se produzcan alteraciones funcionales de importancia.



GRÁFICA I

Perro anestesiado con Dial-morfina.

De arriba abajo: volumen de aire inspirado, volumen de aire espirado, presión arterial en la femoral, presión pleural. Tiempo, 12 segundos.

1. — Columna de agua en el dispositivo 7: 10 cms. 200 gammas de acetilcolina intravenosa.

2. — Altura de la columna de agua: 15 cms. 200 gammas de acetilcolina intravenosa.

3. — Se suprime el dispositivo 7. 300 gammas de acetilcolina.
4. — Columna de agua: 15 cms. Aerosol de una disolución de histamina al 4 %.
5. — Aerosol de isopropiladrenalina.

Discusión

En una comunicación anterior poníamos de relieve la importancia del registro de presión pleural para la interpretación de los fenómenos de bronquioconstricción, y para diferenciarlos de las modificaciones de elasticidad del parénquima [VIDAL y JIMÉNEZ VARGAS (3)]. No hemos de exponer aquí resultados que detallaremos en una comunicación próxima, pero sí queremos poner de manifiesto las ventajas de observar estos fenómenos en condiciones respiraotorias lo más parecidas posible a la respiración espontánea y con la ventaja de mantener constante la fuerza que actúa en la inspiración.

En la gráfica I se registra una serie de efectos de constricción bronquial con diferentes presiones de aspiración. Vemos que se puede encontrar el nivel óptimo de la columna de agua del dispositivo 7, para el cual la sensibilidad del método a las variaciones de volumen es máxima. Operando sin el dispositivo 7, vemos que la presión pleural se hace más positiva, cuando se produce el espasmo bronquial (3). Creemos que este hecho confirma nuestras conclusiones anteriores, en el sentido de atribuir el aumento de presión pleural a una pérdida de elasticidad del parénquima. Hemos observado que, cuando se aumenta la resistencia de las vías respiratorias, simplemente por el efecto mecánico de pinzar el tubo que conecta con la tráquea, siempre se produce la modificación contraria en la presión pleural, es decir, la presión se hace claramente más negativa durante la inspiración.

Resumen y conclusiones

Se describe un nuevo método de respiración artificial, por medio de una fuerza aspirante que actúa sobre la cavidad pleural. Los resultados demuestran la utilidad práctica del método, y las variaciones de presión pleural observadas, sugieren que es útil para valorar las modificaciones de elasticidad pulmonar.

Summary

Inspired and expired air are registered separately in two spirometers giving the quantitive measure.

Pleural aspiration can be realised with the thorax being in a spontaneous expiratory position, but in this case the displacements of the lung are small, and there remains little margin of variation of volume.

It is safer to put the thorax to maximum inspiration. For this purpose we use a dispositive consisting of a series of screws fixed to the table and permitting of traction being brought upon the ribs by means of wires, such as represented in the drawing. In this way the ribs are placed in a forced position of inspiration and there remains an ample margin, of lung displacement of the thorax. In order to avoid the spontaneous contractions of the diaphragm, which might be another cause of error, a double phrenicectomy is practiced.

The communication of cylinder A (sketch 1) with tre pleural cavity is effected by two lateral glass cannulas, placed approximately in the 4th and 5th intercostal space. Two cannulas are placed so as to make aspiration bilateral and to avoid the displacement of the mediastinum.

Inspiration is carried out in the following way: Cylinder A aspires the air of the pleural cavity through valve 1, which is open during the whole time of the descent of the piston. Valve 2 — which estabblishes communication between the pleural cavity and the atmosphere, or with bellows E — is closed during the time of aspiration. The air comes to the lungs from the bellows B through valve 3 which is also open while aspiration lasts. At the same time, valve 4, which communicates bellows B with the atmospheric air, is closed. This is a valve of rubber membrane which can be opened only when the pressure in B is superior to that of the atmosphere and therefore, during inspiration, when the pressure in B tends to be sub-atmospheric, same stays easily closed.

The spirometer C, which measures the expired air, must ramain closed during inspiration. For this purpose cylinder D is utiliced, the piston of which displaces itself at the same time and in the same sense as that of cylinder A. Valve 6 is closed during wholetime of aspiration of cylinder D. This valve communicates bellows C with the trachea, and on closing, prevents aspiration of cylinder D to be transmitted to the lung. Spirometer C can communicate with the atmosphere through valve 5, which acts as a safety valve, destined to prevent the pressure in spirometer C from getting subatmospheric during the aspiration which empties the bellows. The volume of air aspired by cylinder D must be graduated, so that the bellows C can return safely to position zero. For this reason, as aspiration may still continue when the bellows is already at zero level, the pressure in C would become sub-atmospheric if it were not that valve 5 then permits air to pass from the atmosphere to cylinder D through bellow C. When aspiration of cylinder D ends, valve 5 closes spontaneously and the pressure in spirometer C, is equal to that of the atmosphere, when expiration begins.

When the descent of the pistons of the two cylinders A & D is terminated then expiration begins. At this moment valve 1 closes while valve 2 opens. The air passes freely into the pleural cavity and the lung collapses. Simultaneously with the opening of valve 2, valve 3 closes; while valve 6 opens allowing the to pass from the lung to spirometer C. Valve 5, then closed, prevents the communication of this spirometer with the atmosphere.

If valve 2 communicates directly with the atmosphere during expiration the lung collapses completely. But to allow the expiratory retraction to expulse all the residual air, means working in scarcely physiologial conditions. For the purpose of avoiding this drawback, we have introduced a dispositive which prevents the complete collapse of the lung, so that on expiration being ended, the lung should retain a volume of

air, equivalent to the volume of residual air and part of the reserve air.

This dispositive is a bellows E like the other spirometers, communicating with the entrance to the pleural cavity through valve 2. During inspiration this bellows is filled with a constant volume of air, by means of a cylinder F, which acts in a contrary sense to cylinders A and B. Cylinder F fills bellows E whilst cylinder A is aspiring from the pleural cavity. When aspiration of cylinder A is ended, cylinder F remains incommunicated with spirometer E and the retraction of the lung then causes the air of spirometer E to pass into the pleural cavity. This volume of air can be graduated in such a way that the quantity insufflating cylinder F is somewhat less than that aspired by cylinder A. Is this way the entire volume that has passed into the pleural cavity from cylinder E can be aspired entirely by cylinder A. So that the volume contained in bellows F be equal in all the movements of the piston, although the proportion entering the pleural cavity be varied, a butt is used to mark the position which the bellows must be in. The excess of air which might be insufflated by the cylinder, will escape through a valve which opens when the pressure in bellows E increases which latter is thus always maintained at a pressure equal to that of the atmosphere.

During expiration spirometer B fills itself with the air insufflated by cylinder A. Valve 4 can be opened when there is an excess of pressure in the bellows, which prevents the pressure of air in that bellows, when aspiration begins, from being superior to the atmospheric pressure and acts as safety contrivance, and like in bellows E, the same level is always maintained at the beginning of inspiration by means of a butt.

As the object of the work is the quantitative measuring of the volume of inspired and the volume of expired air, we have thought it convenient to practice aspiration is such a way, that the pressure of aspiration be constant, or at leat very little variable, because in these conditions the graphics of the volume of air entering and leaving the lungs are more correct and the sensibility of the merod is greater.

The work may be corried out graduating the volume of aspiration of cylinder A almost to a maximum permitted by he forced inspiratory position of the thoracic cage, and doring aways valve 7, but in such conditions the aspiration pressure can experience great changes and the measures of the variations of volume lose sensibility.

For this purpose we introduce in the aspiration dispositive the column of water 7, which is easily graduable. The air can pass bubbling through the water up to cylinder A when cylinder A aspires in the pleura. The pressure maintains its constancy because if the resistance of the respiratory ways increases, the air passes from the atmosphere to cylinder A through valve 7 and there is no change in the pleural pressure. With the mentioned dispositive we have obtained graphics in which the pleural pressure, registered with a membrane manometer, is maintained very constant ih spite of marked modifications in the volume of pulmonary air being produced. (Graphic 1.)

Conclussions

A new method of artificial respiration by means of an aspiriug force acting upon the pleural cavity, is described. The results show the practical utility of the method and the variatiòns in pleural pressure suggest that it is useful to evaluate the modifications of pulmonary elasticity.

Bibliografía

(1) JIMÉNEZ-VARGAS, J.: Nuevo método registro del espasmo bronquial experimental, *R. esp. Fisiol.*, **7**, 197, 1951.

(2) JIMÉNEZ-VARGAS, J. y VIDAL-SIVILLA, S.: Observaciones sobre un método de registro del tono bronquial, *R. esp. Fisiol.*, **3**, 143, 1948.

(3) VIDAL-SIVILLA, S. y JIMÉNEZ-VARGAS, J.: La presión pleural en relación con las variaciones del calibre bronquial y de la elasticidad pulmonar, *R. esp. Fisiol.*, **3**, 307, 1948.