

COMUNICACIONES
A LA
PRIMERA PONENCIA

MECANICA RESPIRATORIA EN LAS BRONCONEUMOPATIAS CRONICAS CON REPERCUSION CARDIACA

Por los Dres. A. DUPLA, J. PASAMAR y V. ALVAREZ LUÑO

SANATORIO NACIONAL DE ENFERMEDADES TORACICAS DE ZARAGOZA

Director: Dr. Francisco Tello

Se han estudiado 13 casos, distribuidos de la siguiente manera:

Enfisema más fibrosis	1
Bronquitis crónica	1
Silicosis	2
Enfisema	2
Fibrosis	3
Asma	1
Rigidez torácica	1
PICKWICK	1

De ellos, seis padecían, además, tuberculosis de larga evolución, y eran uno de los casos de silicosis, los tres de fibrosis, el de rigidez torácica (plastiado) y el de síndrome de PICKWICK. Cuatro eran mujeres y el resto hombres; las edades oscilaban entre treinta y tres y sesenta y cuatro años, con un promedio de cuarenta y cuatro. En cuatro de ellos se había practicado cateterismo cardíaco, obteniendo unos valores de presión media en la arteria pulmonar de 17,32, y 35 mm. de Hg. El estudio de la homogeneidad de la distribución arrojaba valores de 4 a 15, con un promedio de 8,6 (normal, 0 a 3).

El procedimiento empleado es el de registrar simultáneamente la curva neumotacográfica, que indica el flujo aéreo en cada momento del ciclo respiratorio, la curva de volumen que equivale a un espirograma y la curva de presión esofágica que sustituye de manera incruenta a la de presión transpulmonar, que se obtenía mediante punción pleural. De los distintos procedimientos usados para obtener las gráficas de los ciclos respiratorios, fundamentalmente el de interrupciones largas de la respiración con glotis abierta, el de respiración lenta y en espiral y el de respiración continua, hemos elegido este último, que es el que requiere una menor colaboración activa por parte del enfermo.

Las dos primeras curvas se obtienen directamente con el neumotacógrafo de GODART y la de presión esofágica mediante la introducción por vía nasal de un balón de goma hasta el esófago, lo que con una anestesia tópica no ofrece ningún problema. Este balón se introduce vacío y una vez *in situ*, lo que se calcula por la longitud introducida, se llena de aire o de agua, con los que obtenemos los mismos resultados. La sonda se conecta a un transducer especial para estudios respiratorios, o, como en nuestro caso, el de ELEMA, que, por tener comunicación al exterior a ambos lados de la membrana, permite recoger las alteraciones del

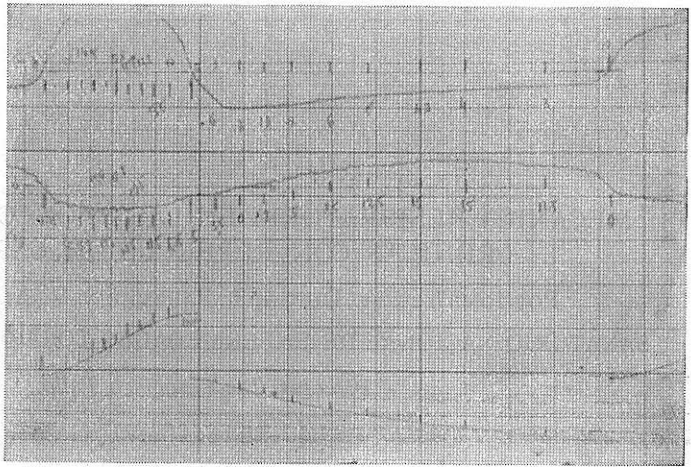


Fig. 1

gradiente esófago-boca, para lo cual se conecta la otra salida a la boquilla. Las señales del transducer se envían a un electromanómetro, y las tres curvas se registran en un inscriptor de tres canales. La figura 1 muestra de arriba abajo el neumotacograma, el barograma y el espirograma, con los puntos marcados de las sucesivas mediciones.

La figura 2 muestra los valores obtenidos en cuatro mediciones de otros tantos ciclos respiratorios, número mínimo que hay que medir para obtener los valores medios. En la parte superior, la recta central del bucle nos da los valores de la *compliance* (1), estática y se obtiene marcando la presión esofágica de los puntos de flujo cero que corresponden a los puntos de volumen cero y máximo, tanto inspiratorio como espiratorio. Teniendo en cuenta que los puntos cero no coinciden con los valores límites de presión, conviene marcarlos exactamente con un

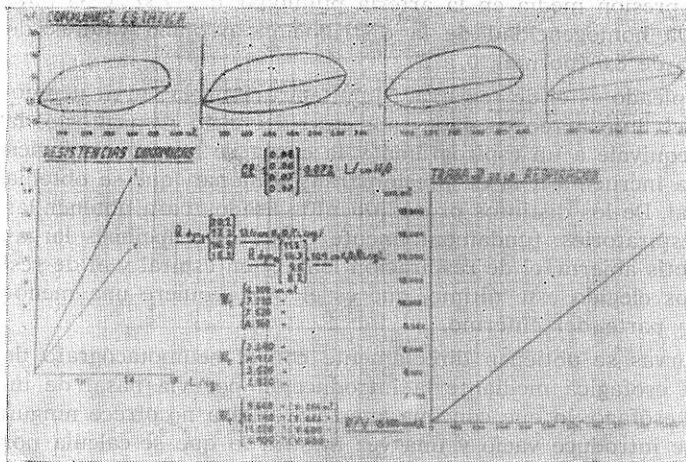


Fig. 2

(1) Usamos este barbarismo hasta que se llegue a un acuerdo acerca de la traducción adecuada. TELLO propone «Ductilidad».

neumotacograma. El hecho es que existe un contrajuego de la musculatura antagonista que evita que la espiración sea brusca; a este establecimiento gradual de la espiración ayudan las propiedades viscoelásticas del pulmón, y, para GIANNELI, es muy importante la apertura secuencial de las unidades respiratorias terminales, por redistribución del gas ya existente en el pulmón. Cree que ayuda el lecho distendido vascular, proporcionando un soporte estructural a las vías aéreas que facilita la entrada de gas en las unidades terminales a presión disminuida.

Alrededor de la recta se marcan las presiones que corresponden a cada variación de volumen; nosotros las determinamos cada 100 ml., inspiratorias en la parte superior y espiratorias en la parte inferior. Las ordenadas nos marcan las variaciones de presión, correspondiendo a las de volumen, y así medimos la *compliance* en litros por centímetros de agua.

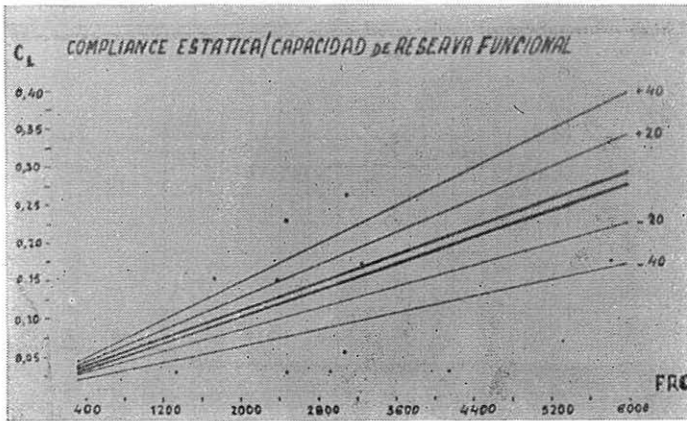


Fig. 3

A continuación, en un sistema de coordenadas, se marcan en las ordenadas las variaciones de presión dinámica, que son precisamente, en el bucle correspondiente, la distancia vertical que separa cada punto, previamente marcado de la línea central. En las abscisas, los flujos, que se obtienen en la curva de la figura 1, para cada punto en la curva neumotacográfica inscrita simultáneamente. Este es el método de MEAD, que nos ha parecido el más adecuado a nuestras posibilidades. Con los puntos obtenidos para cada ciclo inspiratorio o espiratorio, tiende a obtenerse una curva, excepto para los valores iniciales y finales, que resultan generalmente muy dispersos. La pendiente de esta curva nos da los valores de las resistencias dinámicas, inspiratorias y espiratorias. Nosotros preferimos medir el valor angular de cada punto y obtener luego el promedio referido a centímetros de agua por litro por segundo. Así se ha obtenido el diagrama de la parte inferior izquierda de la figura 2.

Si unimos todos los puntos que hemos ido trazando correspondientes a las distintas presiones para distintos volúmenes, resulta un bucle. Este puede obtenerse directamente en un sistema X Y y fotografiarlo o inscribirlo; hasta hace relativamente poco, los resultados no eran totalmente satisfactorios, y tampoco hemos estimado como tales los obtenidos por nosotros. El bucle se planimetra y su área nos da la medida del trabajo dinámico de la respiración, por medir el producto de la presión esofágica por el volumen, que son los equivalentes de la fuerza y

la distancia en la fórmula general del trabajo. Para medir el trabajo elástico y el total, es necesario anestesiar el individuo o disponer de un pletismógrafo. Los valores se dan en cm/ml. (que equivalen a gr/cm.) y algunos los reducen a kilogramos.

La *compliance* elástica normal es de 0,2 a 0,13 l/cm. H₂O, y en los sanos es constante en los valores medios de la ventilación, pero no en los extremos de la capacidad vital. Hemos hallado en nuestros enfermos valores que oscilan desde 0,023, muy mala en el enfermo de rigidez parietal, hasta 0,266, excelente en el caso antiguo de enfisema; el valor medio ha sido de 0,1, bajo. El hecho de que la *compliance* sea baja en los procesos respiratorios crónicos con repercusión cardíaca se admite, en general, que se debe a la congestión vascular y a la reducción

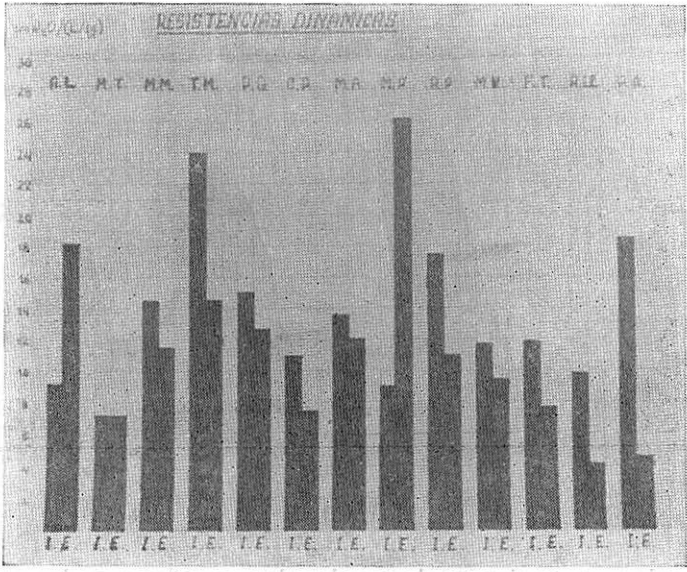


Fig. 4

de los espacios aéreos. Por el proceso respiratorio, la *compliance* tiende ya muchas veces a estar disminuida, salvo en el enfisema, precisamente por dilatación de los elementos mecánicos con disminución de las fuerzas de retracción elástica. BESSE opina que la mayor disminución de la *compliance* se da en los asmáticos, incluso fuera de los ataques, por persistencia de alteraciones tisulares. No lo hemos observado, mientras que sí creemos y coincidimos con la opinión de OTIS, que está directamente relacionada con la dishomogeneidad de la distribución.

LIM y MARSHALL han establecido sendas fórmulas para obtener empíricamente la *compliance* a partir de la capacidad residual funcional. Son, respectivamente, $0,031 + 0,043 \text{ CRF}$ y $0,0136 + 0,045 \text{ CRF}$. Nosotros (fig. 3) no hemos hallado correlación entre los valores directos.

Las resistencias dinámicas son las de las vías aéreas, que suponen un 90 % del total, y las tisulares pulmonares por fricción (a las que hay que añadir las pleurales, viscerales abdominales, etc., de escasa cuantía), que suponen un 10 %. Para estudiar las resistencias elásticas y las totales es necesario emplear el método de las interrupciones fugaces del flujo aéreo o, mejor aún, la pletismografía corporal, utillaje del que carecemos.

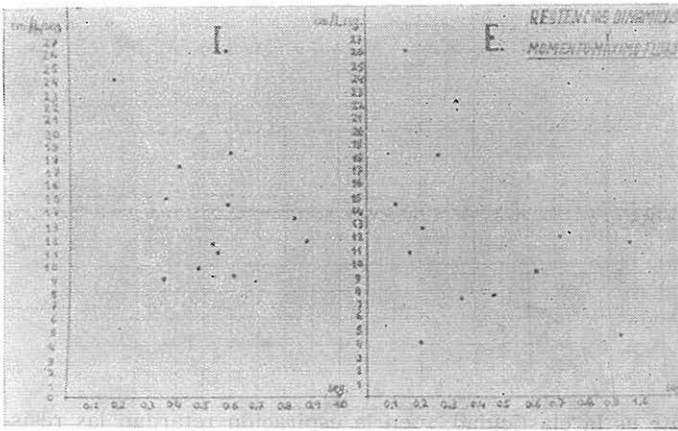


Fig. 5

El valor normal de las resistencias dinámicas es de 1,2 a 4,4 cm.H₂O/l.seg., en los mayores de cincuenta años.

En el histograma de la figura 4 hemos reflejado los valores obtenidos, inspiratorios y espiratorios. Los valores hallados son patológicos prácticamente en la totalidad de los casos, lo que no es sorprendente, pero sí lo fue la evidente falta de paralelismo entre los valores inspiratorios y espiratorios, fenómeno del que no hemos encontrado apenas referencias. COMROE dice que en una respiración tranquila los valores inspiratorios de las resistencias dinámicas son discretamente inferiores a los espiratorios, aumentando éstos al final. PERRET dice que aumentan en la espiración en el enfisema, y así lo hemos verificado en nuestros dos casos estudiados, ambos con los valores más altos de *compliance* (0,266 y 0,176 1/cm.H₂O) y aceptables de homogeneidad de la distribución. Los de resistencias inspiratorias superiores a las espiratorias son un asmático inveterado y uno de rigidez parietal, ambos con muy mala *compliance* (0,033 y 0,023 1/cm.H₂O) y mala distribución. En el resto, las discrepancias no son tan llamativas. Creemos que es, aparte de ofrecer un camino para una investigación más profunda, un caso más del efecto histeresis, tan importante en toda la mecánica ventilatoria. En la ins-

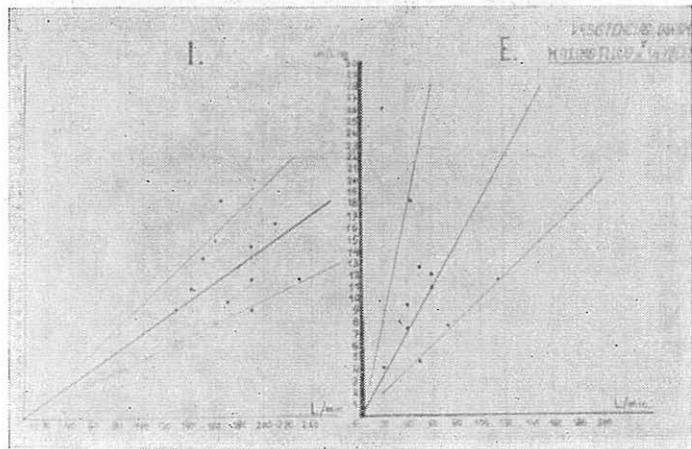


Fig. 6

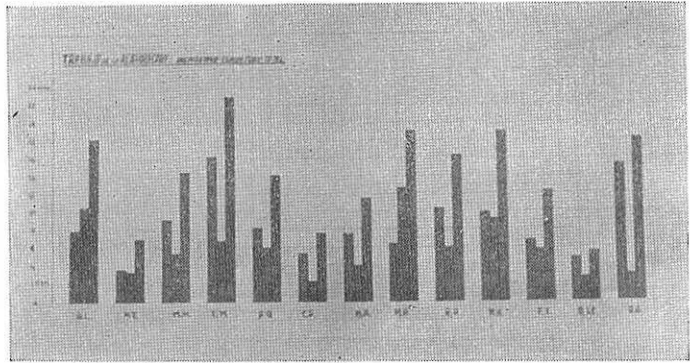


Fig. 7

piración, el factor actuante es la elasticidad, y en la espiración retardan las resistencias y la viscosidad.

Hemos buscado una correlación de las resistencias dinámicas con el momento del máximo flujo, que es muy precoz en la espiración patológica, pero no lo hemos hallado (fig. 5). En cambio, sí existe (fig. 6) con el flujo a mitad de volumen, tanto inspirado como espirado, aun teniendo en cuenta que los valores hallados por nosotros para este último parámetro no llegan casi nunca a los obtenidos por LEUALLEN de 175 a 275 l/min.

Como es lógico, un aumento de las resistencias y una disminución de la *compliance* traen consigo una disminución de la capacidad vital.

En el histograma de la figura 7 están representados los valores que hemos encontrado en cada caso y de izquierda a derecha del trabajo dinámico en la inspiración, en la espiración y total. Teniendo en cuenta que los valores normales son de 1.500 a 3.000 cm/ml., nuestros casos son patológicos. Existe un evidente paralelismo con los hallazgos de las resistencias dinámicas, ya que es el trabajo dinámico el que se mide y que puede considerarse como bastante aproximado al total, si se prescinde de la energía liberada como calor por los músculos antagonistas que, además, disminuye a medida que la ventilación aumenta.

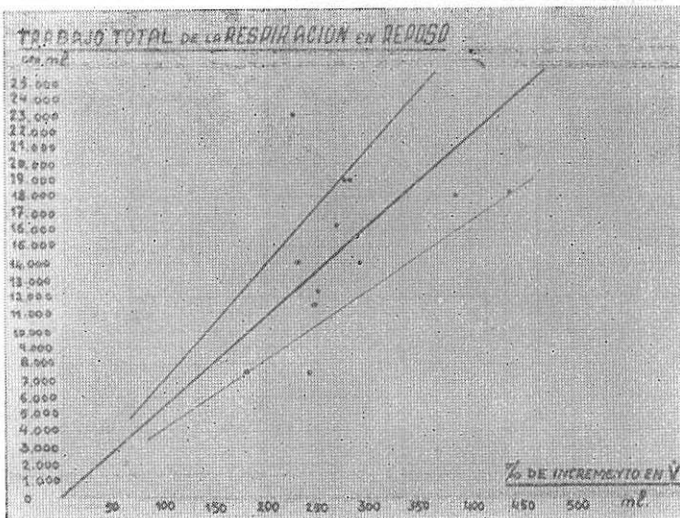


Fig. 8

Para verificar la validez de nuestros hallazgos, hemos estudiado el trabajo en reposo en relación con el incremento de la ventilación al esfuerzo y hemos encontrado (fig. 8) una correlación francamente aceptable.

El estudio de las distintas facetas de la mecánica ventilatoria nos da la explicación de un hecho evidente clínicamente, y es que cada enfermo busca el tipo de respiración que mejor se acomoda a su fisiopatología alterada. Así, encontramos una respiración frecuente y superficial en los que tienen una *compliance* disminuida, mientras que la presentan lenta y profunda los que tienen un aumento de las resistencias de las vías aéreas. Tipo representativo del primer caso son las fibrosis, y del segundo, el acceso asmático.

CONCLUSIONES

1.^a Los hallazgos más fidedignos, en cuanto a la repercusión sobre la mecánica ventilatoria, de la aparición de una repercusión cardíaca en el curso de una bronconeumopatía crónica nos lo ha de dar una exploración repetida sistemáticamente a lo largo del tiempo.

2.^a Hemos encontrado una asimetría entre la resistencia a la inspiración y a la espiración.

3.^a Hay una correlación entre las resistencias dinámicas y el flujo a mitad de volumen, así como entre el trabajo en reposo y el incremento de la ventilación en el esfuerzo.

4.^a Existe un paralelismo muy considerable con la inhomogeneidad de la distribución.

SUMMARY

1.^a In order to find the effect of the apparition of a CPC in the course of a bronchopneumopathy upon the mechanics of breathing, we must repeat the explorations along the time.

2.^a We have found an asymmetry between the resistances to inspiration and expiration.

3.^a There is a correlation between the dynamic resistance and the mid-volume flow as between the work of breathing at res and the increment of ventilation by the effort.

4.^a Exists a notable parallelism with the inhomogeneity of the distribution.

BIBLIOGRAFIA

1. BESSE, P.; BRICAUD, H.: *Mécanique ventilatoire des asthmatiques et des cardiaques*. «Poumon et Coeur», 22: 355, 1966.
2. COMROE, J. et al.: «The Lung», Chicago Year Book, 1964.
3. GIANNELLI, J.: *Effect of pulmonary blood flow upon lung mechanics*. «J. Clin. Invest.», 46: 1625, 1965.
4. LAROS: *Lung function tests in chronic obstructive pulmonary disease*. «Godart Bull.», 3: 3, 1965.
5. LEUALLEN, E.; FOWLER, W.: *Maximal midexpiratory flow*. «Am. Rev. Tuberc.», 72: 783, 1955.
6. LIM, T.; LUFT, U.: *Alterations in lung compliance and functional residual capacity with posture*. «J. Appl. Physiol.», 14: 164, 1959.
7. MARSHALL, R.: *The physical properties of the lungs in relation to the subdivisions of lung volume*. «Clin. Sc.», 16: 507, 1957.
8. MEAD, J.; WHITTENBERGER, J.: *Physical properties of human lungs measured during spontaneous respiration*. «J. Appl. Physiol.», 5: 779, 1953.
9. OTIS, A.; MCKERROW, C.; BARTHETT, R.; MEAD, J.; MCILROY, M.; SELVESTONE, N.; RADFORD, E.: *Mechanical factors in distribution of pulmonary ventilation*. «J. Appl. Physiol.», 8: 427, 1956.
10. PERRET: *L'Insuffisance respiratoire*. Basilea, Geigy, 1966.

SUMMARY

1. In order to find the effect of the apportion of a CFC in the course of a bronchopneumopathy upon the mechanics of breathing, we must raise the question along the time.
2. We have found an asymmetry between the resistances to inspiration and expiration.
3. There is a correlation between the dynamic resistances and the volume flow rate between the work of breathing at rest and the increment of work done by the effort.
4. There is a notable parallelism with the inhomogeneity of the distribution.