

## SANATORIO NACIONAL DE ENFERMEDADES TORACICAS, DE ZARAGOZA

*Director: Dr. Francisco Tello*

### METODICA PNEUMOTACOGRAFICA

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

La exploración espirográfica de los enfermos afectos de procesos respiratorios, realizada en todos los centros clínicos de una manera sistemática, da una serie de datos de una fidelidad y una importancia de primer grado para el estudio de la función respiratoria. Pero como todos los demás métodos, tiene unas limitaciones que o no son solucionables por el método empleado o lo son a costa de un esfuerzo desproporcionado. Tal es el caso de la comprobación del flujo aéreo. No cabe duda que éste puede ser determinado por la tangente de la pendiente de la curva espirográfica en cada momento, pero el engorro que esto supone y la inexactitud inherente al procedimiento, hacen que no sea nunca usado en la práctica. Este flujo es el que se registra de una manera directa mediante la pneumotacografía y una comparación de las curvas obtenidas simultáneamente por los dos procedimientos (fig. 1) nos permite apreciar que lo que en la espirografía es una pendiente más o menos abrupta, se define en la curva pneumotacográfica analizado de una manera mucho más perfecta con gran riqueza de detalles.

Nosotros empleamos un pneumotacógrafo GODART, que da el perfil pneumotacográfico y, a la vez y en cada momento, la intergración de la curva anterior, expresando directamente el volumen desplazado; la base del procedimiento sentada por FLEISCH en 1925, cuando decía: «El registro de la velocidad de la corriente aérea es el único medio que nos indica la fuerza realizada por la musculatura respiratoria en cada una de las fases de esta función», es la diferencia de presión que existe entre dos puntos de un conducto por el que pasa una corriente laminar de un fluido. Esta diferencia de presión es una magnitud lineal, dentro de unos límites conocidos, y que varían según el procedimiento usado: bien sea el principio de VENTURI, el de hacer pasar la corriente aérea a través de una fina malla, como el de LILLY, a lo largo de una serie de tubos finos, como el de FLEISCH, o a lo largo de una corona circular entre dos cilindros concéntricos, como el de YOUNG.

El que podamos transformar una velocidad de flujo en una medida de su débito se basa en la tantas veces citada ley de POISEULLE. Hemos de llamar la atención sobre la palabra laminar, que calificaba a la corriente cuyas diferencias de presión pretendemos estudiar, ya que si la corriente en vez de ser laminar es turbulenta, ya no puede existir la linealidad necesaria para que la curva sea fidedigna. Y como esto está directamente relacionado con el número adimensional de REYNOLDS, que entra como factor en la fórmula del movimiento turbulento dependiente inversamente de la quinta potencia del radio del conducto, esto hace necesario que, según la intensidad del flujo previsto, se usen cabezas de distinta

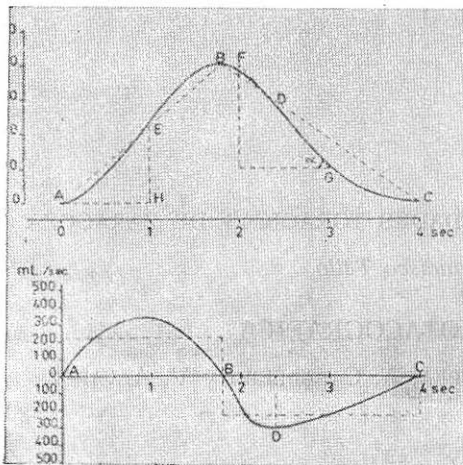


Fig 1

sección. Nosotros utilizamos tres de hasta cien, trescientos y seiscientos litros por minuto; la primera y la última, según LILLY, fabricadas por GODART, y la segunda, según FLEISCH, fabricada por ELEMA.

La integración de volumen antes expuesta puede llevarse a cabo de tres maneras distintas: en la primera (fig. 2), el registro da una curva análoga a la espirográfica con un alejamiento de la línea cero que depende del cociente respiratorio. En la segunda (fig. 3) hay un retorno automático a la línea cero cuando el flujo

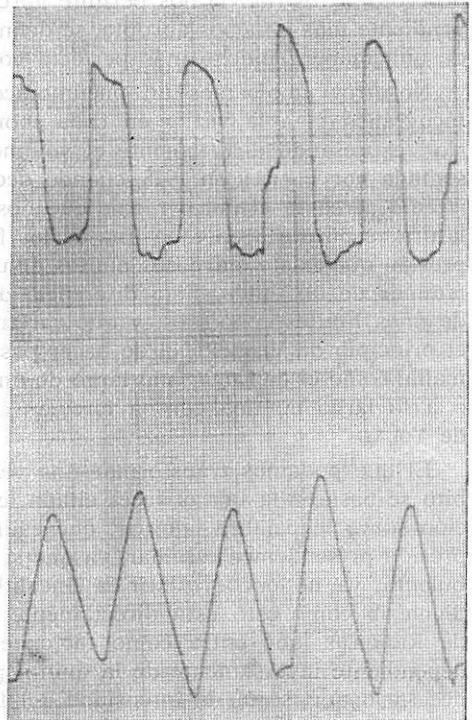


Fig. 2

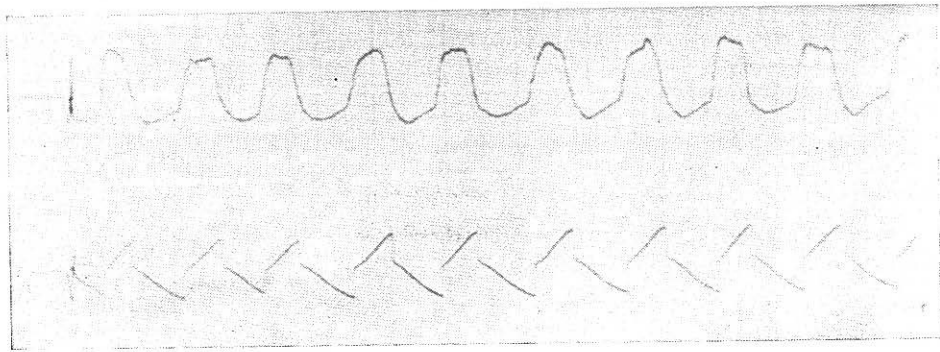


Fig. 3

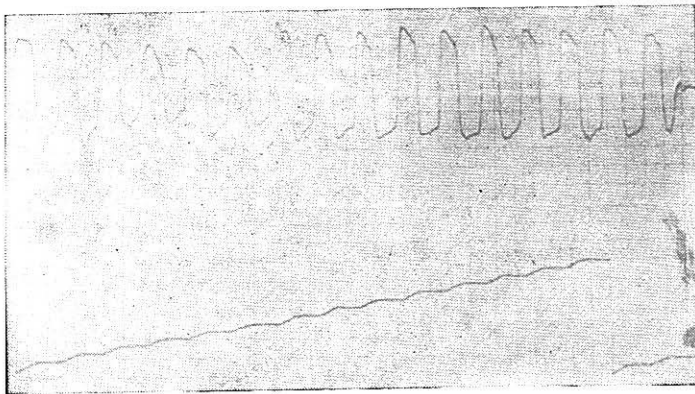


Fig. 4

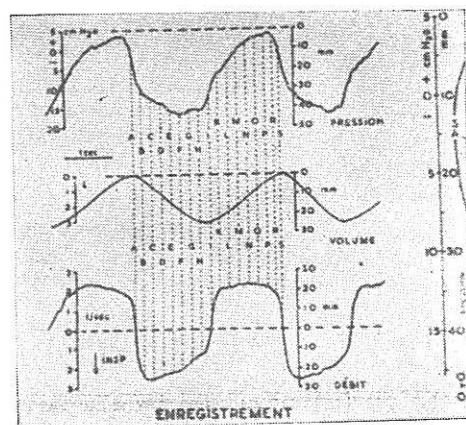


Fig. 5

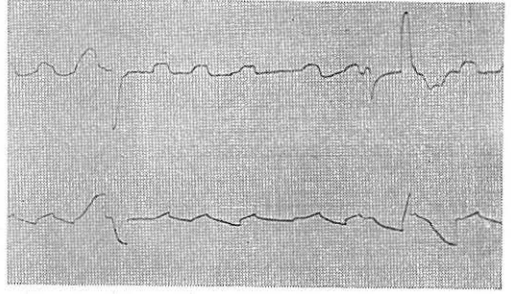


Fig. 6

ЭКГ-ДИАГНОСТИКА

	$T_p$	$T_R$	$T_{p/q}$	$PRP_{0,5v}$ l/min	$PRP_{0,5v}$ l/min	Forma	$HRP_0$	$HRP_1$	$HRP_2$ l/min	$HRP_3$ l/min	
I. B.	1,07	1,8	0,6				X	0,3	0,33	61,25	47,5
A. L.	1,24	1,54	0,67	30	45			0,49	0,49	50	35
V. I.	1,2	1,72	0,69	67,5	92,5			0,54	0,36	64	46
A. R.	1,17	1,66	0,7	55	92,5			0,57	0,51	47,5	33,75
A. L.	1,25	2,34	0,53					0,35	0,33	50	35
A. R.	1,24	2,24	0,62	92,5	62,5	X		1,15	0,44	67	52,5
D. B.	1,56	1,96	0,79	40	62,5			0,64	0,48	30,75	37,5
A. L.	1,63	2,34	0,7	55	30	X		1	0,36	30	27,5
A. G.	0,88	1,26	0,7	62,5	57,5	X		0,22	0,41	40,5	32
Z. I.	1,7	2,22	0,76	105	60	X		0,79	0,66	35	30
K. Z.	0,92	1,13	0,8	115	50			0,4	0,36	50	45
V. K.	0,97	1,47	0,66	55	35			0,41	0,46	65	65
K. G.	0,96	1,34	0,7	100	140			0,16	0,47	45	55,5
P. G.	1,46	2,15	0,67					0,34	0,26	35	25
P. L.	0,95	1,46	0,65	95	140	X		0,35	0,45	47,5	33,75
Z. Z.	1,4	1,8	0,77	110	195			0,68	0,87	57,5	48
A. Z.	1,19	1,59	0,72	100	62,5			0,62	0,5	33,25	27,75
D. L.	0,97	1,21	0,8	170	135			0,23	0,30	30,75	37,5
Z. L.	1,14	1,59	0,72	170	175			0,42	0,35	35	26,75
K. K.	1,46	1,95	0,76	115	125			0,41	0,3	37	29
G. A.	0,75	1,11	0,67	180	112	X		0,25	0,37	39	44
K. K.	1,5	1,99	0,72	230	220	X		0,34	0,43	26,25	32,5
V. K.	1,11	1,43	0,68	70	45			0,33	0,37	30	26
B. G.	1,37	2,25	0,6	107,5	55	X		0,56	0,43	36,2	37,5
Z. G.	1,14	1,54	0,74	55	50,25			0,66	0,5	26,5	28,75

Fig. 7

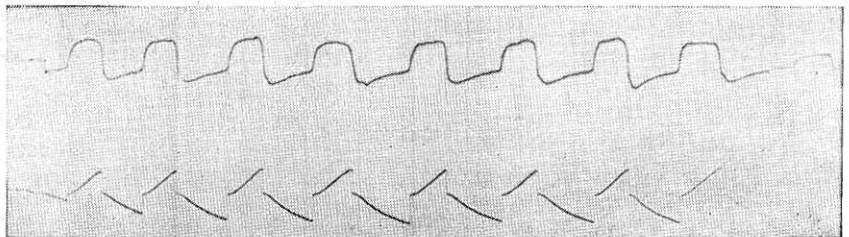


Fig. 8

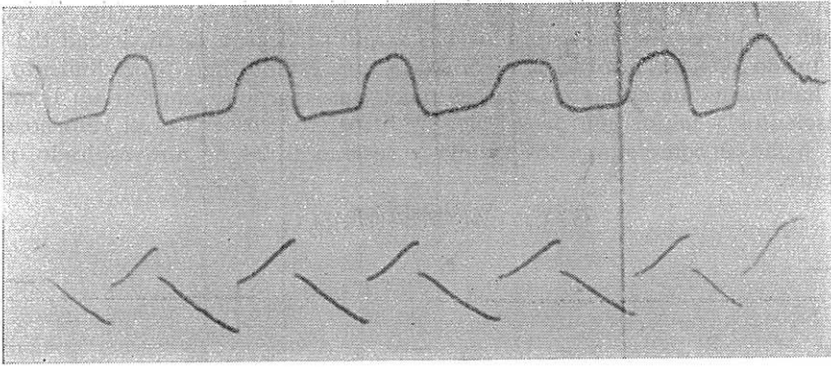


Fig. 9

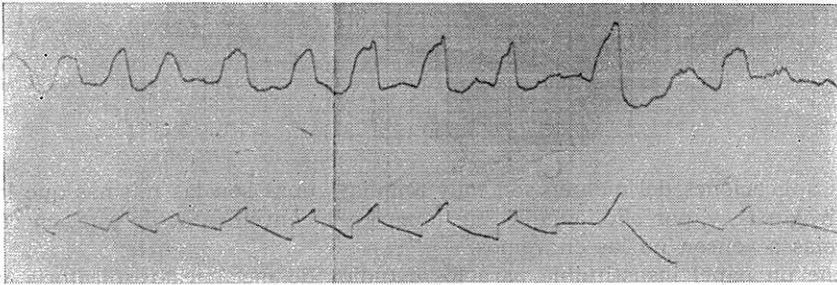


Fig. 10

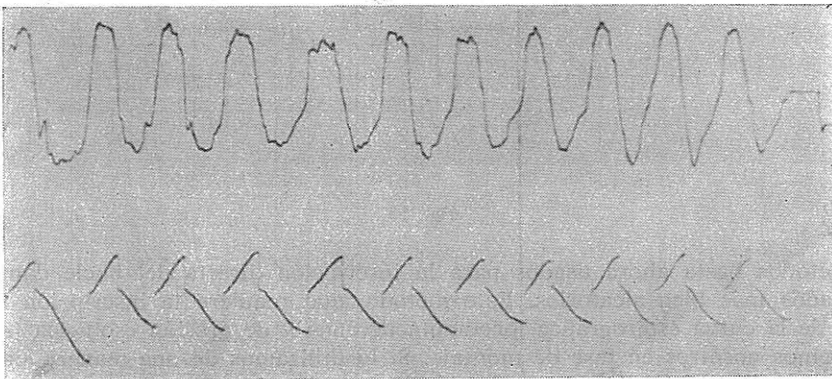


Fig. 11

cesa al final de la espiración y de la inspiración. En la tercera (fig. 4) hay una acumulación de volúmenes espirados hasta que se llega a la capacidad del transducer usado con un retorno a cero. Dado que este último procedimiento es el usado habitualmente en las pruebas ergométricas, conviene emplear un transducer de trescientos y mejor aún de seiscientos litros, con los cuales el retorno a cero tendrá lugar al completarse los treinta y sesenta litros de aire espirado, respectivamente.

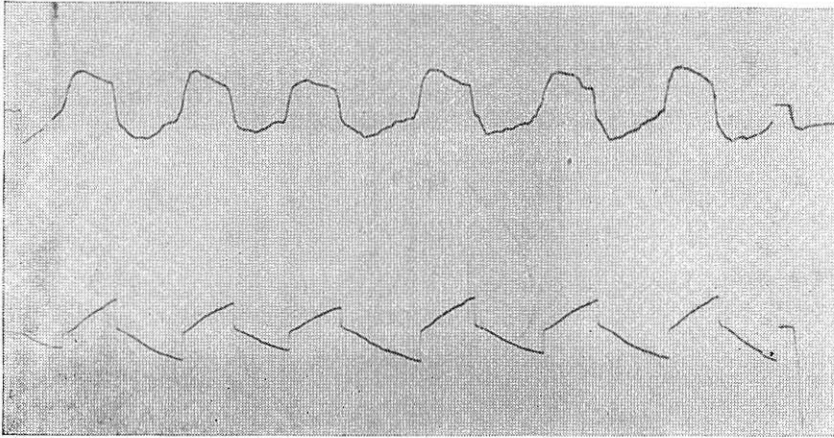


Fig. 12

Las aplicaciones del método son muy amplias; unas son las mismas que las de la espirografía, y, por ello, aunque supriman los inconvenientes de ésta, en cuanto a inercias a vencer, no las citaremos.

Tiene un papel insustituible para los estudios de mecánica respiratoria y trabajo de la respiración cuando no se dispone de un pletismógrafo corporal, ya que

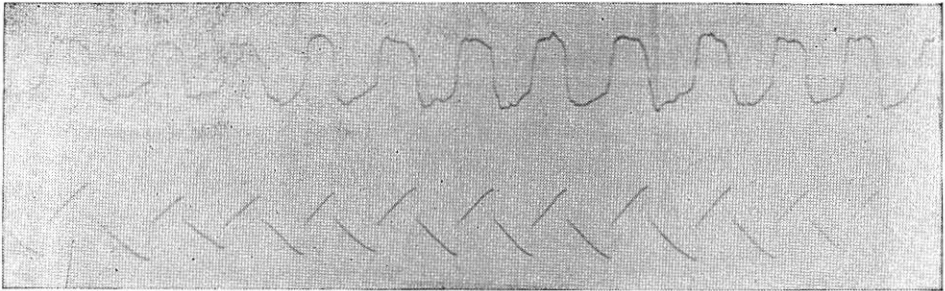


Fig. 13

los métodos hasta ahora usados para la inscripción directa del bucle dan unos resultados más bien aleatorios. Este método, que requiere la inscripción simultánea de la curva espirográfica, pneumotacográfica y de presión esofágica (fig. 5), la tenemos nosotros en fase de montaje. Si lo utilizamos de una manera sistemática para la determinación del espacio muerto anatómico, como uno de los procedimientos de elección para los estudios ergométricos, y en cambio, como está

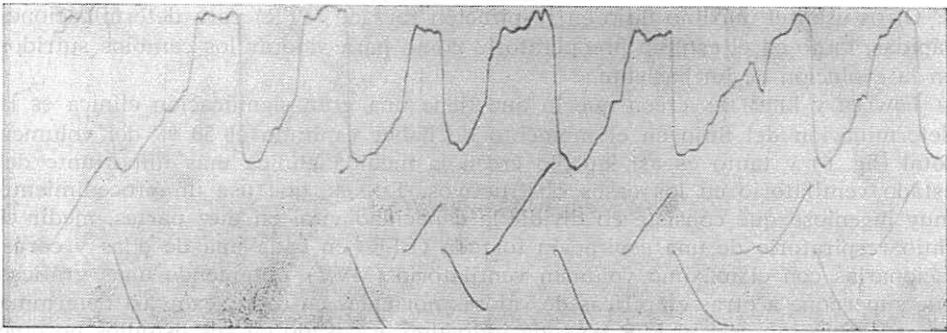


Fig. 14

expuesto en otra publicación, hemos dejado de usarlo para el estudio de la homogeneidad de la distribución aérea.

Hasta ahora no se ha conseguido encontrar una sistematización que permita una abstracción matemática de la forma de la curva. Este hecho es, en cierto modo, desesperanzador, pero no tanto como que abandonemos nuestra búsqueda de tal tipificación.

En cambio, se ha descompuesto la curva pneumotacográfica en una serie de facetas que han sido objeto de cuidadosos estudios. McNEIL vio que en los individuos normales el máximo flujo respiratorio es mayor en la espiración (MEFR) que en la inspiración (MIFR), pero que en el enfisema, aquél está más reducido que éste, hasta el extremo de que el índice de ambos lo asimila a un índice de gravedad; calibra el enfisema por los hallazgos de difusión alvéolo-capilar y mecánica respiratoria, pero sostiene que en pacientes con una enfermedad crónica obstructiva, las alteraciones de este índice constituyen el síntoma más precoz de la alteración funcional, ya que con él se mediría el papel de la oclusión de las vías aéreas por pérdida de elasticidad. Un punto de vista parecido sostiene WILLIAMS, para el que, en las enfermedades obstructivas crónicas, el MIFR se conserva, mientras que el MEFR se reduce; para él, en el asma, enfisema, bronquitis y ciertas cardiopatías, atribuyendo el estrechamiento de las vías aéreas, bien a congestión mucosa, bien a pérdida de soporte extrínseco, y le da un papel de ayuda funcional y no diagnóstica, porque, a diferencia de McNEIL, no la considera específica.

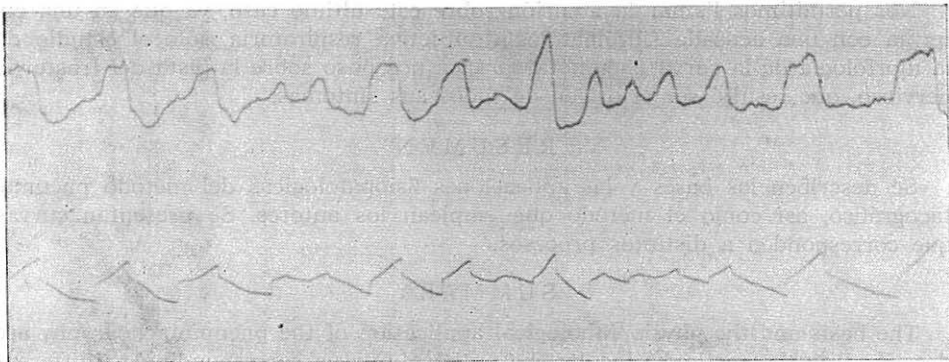


Fig. 15

Otros usan el máximo flujo en respiración forzada (PFR) para determinaciones rápidas, tanto en el estudio preoperatorio como para valorar los cambios sufridos en la evolución de un paciente.

FOWLER y LEUALLEN creen que lo que tiene una gran significación clínica es la determinación del flujo en el momento de haber espirado el 50 % del volumen total (fig. 6) y tanto es así, que lo creen la medida clínica más importante del estado ventilatorio en los casos obstructivos. TANNER, que usa un procedimiento muy ingenioso que consiste en dividir la capacidad vital en diez partes, medir el flujo respiratorio de una espiración forzada (EFR) en cada una de ellas y correlacionarlas con el máximo volumen ventilatorio (MVV), obteniendo unas gráficas que superpone a otras empíricas de valores normales en cada sexo; así determina en qué segmento está el PFR en cada individuo, y basado en sus estudios no cree tan exacta como FOWLER su determinación, por coincidir con un momento en que habitualmente sólo se ha espirado el 21 % de la capacidad vital. De todos los fenómenos a estudiar en la curva pneumotacográfica nosotros hemos analizado hasta ahora (fig. 7) la duración de la inspiración, la de la espiración y su relación mutua; el máximo flujo inspiratorio y espiratorio, el momento en el que dicho máximo flujo acontece también en inspiración y en espiración, todo ello en respiraciones normales. Y el flujo máximo y el flujo a mitad de volumen inspirado y espirado en respiración forzada.

Cada día son más numerosas las vías de estudio que se derivan de la pneumotacografía. El método de TANNER, antes citado, tiene un interés especial, ya que ha observado que sólo existe una correlación entre el máximo voluntario y el flujo espiratorio en ambos sexos en la fase final de la capacidad vital, y como es extraño que esto suceda en un sector de la capacidad vital que está fuera de aquella parte—*swept fraction*—que interviene en la MVV, se ha creído que esto sería un reflejo de la gran influencia de las vías más finas de la MVV y el segmento fin-espiración. Teniendo en cuenta que para STUART la MVV está muy influenciada por la resistencia viscosa, concluye que ésta está muy influenciada por la resistencia de las vías finas, precisamente por la excelente correlación que existe entre MVV y EFR en aquella región donde EFR está afectada por la resistencia viscosa de las vías bajas.

Finalmente presentamos gráficas en las que se ve en la parte superior la curva pneumotacográfica, y en la inferior la integración de volumen con retorno a cero, que hemos encontrado en los siguientes procesos: bronquitis (fig. 8), bronquitis difusa (fig. 9), asma y enfisema (fig. 10), asma sin enfisema (fig. 11), enfisema (fig. 12), silicosis (fig. 13), estenosis mitral (fig. 14) y disritmia respiratoria de origen encefálico (fig. 15).

Nos permitimos llamar la atención sobre este último caso, ya que en una enferma con una acusada sintomatología subjetiva respiratoria, sólo el estudio de la morfología de la curva pneumotacográfica nos puso sobre la pista del trastorno nervioso, que resultó ser el origen de todos sus síntomas.

## RESUMEN

Se describen las bases y las aplicaciones fisiopatológicas del método pneumotacográfico, así como el método que emplean los autores. Se presentan curvas que corresponden a distintos procesos.

## SUMMARY

The basis and the physiopathological application of the pneumotachography are described as the method used by the authors. Curves corresponding to different diseases are shown.



## BIBLIOGRAFIA

- BOUHUYS, A.: *Pneumotachography*. Ed: DENOLIN, H.; SADOUL, P.; ORIE, N., «L'exploration fonctionnelle pulmonaire». París. Flammarion. 1964.
- DUPLÁ, A.; PASAMAR, J. A.; ALVAREZ LUÑO, V.; CABALLERO, J. A.: *Estudio de la homogeneidad de la distribución gaseosa pulmonar*. (Pendiente de publicación.)
- FLEISCH, A.: *Nouvelles méthodes d'étude des échanges gazeux et de la fonction pulmonaire*. Basilea, Schwade, 1954.
- KAZEMI, H.; CARVALLO-GIL, E.: *Relationship between Peak Flow Rate and other test of ventilatory capacity*. «Dis. Chest.», 50: 500-504, 1966.
- LEUALLEN, E. C.; FOWLER, W. S.: *Maximal midexpiratory flow*. «Am. Rev. Tuberc.», 72: 783-789, 1955.
- MCNEILL, R. S.; MALCOLM, G. D.; BROWN, W. R.: *A comparison of expiratory and inspiratory flow rates in health and in chronic pulmonary disease*. «Thorax», 14: 225-229, 1959.
- STUART, D.; COLLINGS, W. D.: *Comparison of vital capacity and maximum breathing capacity of athletes and non athletes*. «J. Appl. Physiol.», 14: 507-514, 1959.
- TANNER, R. W.: *Relationships between the maximum voluntary ventilation and various expiratory flow rates*. «Dis. Chest.», 47: 77-83, 1965.
- WILLIAMS, M. H.; KANE, C.: *Expiratory and inspiratory flow rates in chronic obstructive pulmonary disease*. «Dis. Chest.», 48: 262-265, 1965.