

Sección de Fisiopatología
Respiratoria. Departamento de
Medicina Interna. Ciudad Sanitaria
Príncipes de España. Hospitalet de
Llobregat.

ELASTICIDAD PULMONAR Y DIABETES MELLITUS JUVENIL

F. Manresa Presas, P. Romero Colomer y B. Rodríguez Sanchón

Introducción

Es conocido el efecto de la diabetes mellitus en la estructura funcional y anatómica de las escleroproteínas orgánicas¹⁻³.

Es pues probable, que en sujetos diabéticos las proteínas constituyentes del tejido conectivo pulmonar se encuentre alterado al igual que las de la piel y las arterias. Sin embargo, diferentes autores que han estudiado las propiedades elásticas del pulmón, como actividad específica de las fibras conectivas, obtienen resultados contradictorios que no permiten un juicio aceca de la alteración de la elasticidad pulmonar en esta enfermedad⁴⁻⁷.

En un intento de aportar más datos al análisis de la modificación de la elasticidad pulmonar del diabético, hemos estudiado prospectivamente un grupo de 10 jóvenes diabéticos analizando especialmente las curvas de presión-volumen (Pst/V).

Material y métodos

Diez jóvenes diabéticos varones (edad media 27 ± 4 años) con una antigüedad de su enfermedad de 5 años y medio como promedio, fumadores de una media de 0,86 paquetes año desde 8 años antes del estudio, fueron sometidos a un protocolo de estudio funcional respiratorio.

Se excluyeron los sujetos con historia de enfer-

medad broncopulmonar, con cardiopatía y anemia y se exigieron más de dos meses de tiempo desde la última descompensación cetoacidótica para la realización de las pruebas. De esta forma se adoptan criterios similares de selección a los empleados en casuísticas anteriores^{4,5}.

Al mismo tiempo 8 sujetos varones jóvenes (edad media 28 ± 3 años) fumadores de 0,80 paquetes año desde 7 años antes y tres meses de media, sirvieron de grupo control.

El estudio funcional consistió en *espirometría simple*: capacidad vital forzada e inspiratoria (FVC, VC), volumen espiratorio forzado en un segundo (FEV₁) y su porcentaje, con un espirómetro de campana (Volumograph Godart Holland).

El estudio de las curvas de espiración forzada con flujos y volumen (MEFR) por integración de flujos a través de un neumotacógrafo de tipo Fleisch, cuantificándose los valores a tres niveles del volumen: 50 %, 60 % y 70 % de la capacidad pulmonar total (TLC). La capacidad residual funcional (CRF) y la capacidad pulmonar total (TLC), así como las resistencias aéreas (Raw) y la conductancia específica (SGaw) se midieron mediante *pletismografía corporal* utilizando un pletismógrafo de presión variable Collins (Braintree Mass. U.S.A.).

Las *curvas de presión volumen* (Pst/V) se obtuvieron por medio del balón esofágico introducido por la nariz hasta 45 cm. del orificio nasal externo. De acuerdo al proceder expuesto por Gibson y Pride⁸ la posición correcta del balón en el tercio inferior del esófago, se controlaba mediante maniobras de Valsalva contra obturador externo, durante las cuales la diferencia entre presión esofágica y la presión boca permaneció inmodificada (variación menor del 10 %). El volumen del balón se eligió de acuerdo con las curvas de Pst/V del mismo colocado in situ durante apnea a glotis abierta a intervalos de volumen de 0,2 ml. Dicho volumen en el mínimo para lograr una pendiente de la relación Pst/V de 2 cm. de agua por ml. y ha variado entre 1 y 2 ml. según el sujeto y el balón empleado.

El registro de presión se obtuvo mediante un captor de presión Sanborn 200 (de error inferior al

1 % entre 0 y 20 Hz.). El volumen se ha determinado por integración a partir del flujo medido por un neumotacógrafo Fleisch (respuesta lineal hasta $3, 1 \text{ sec.}^{-1}$).

La historia de volumen para cada curva ha sido de tres maniobras de VC. Durante la deflación a partir de TLC se han efectuado varias interrupciones (de 5 a 10). Solamente se toman en consideración las curvas cuyos puntos máximos no difieren más del 10 % del valor máximo obtenido así se garantizan valores idóneos de TLC. A este nivel se efectúa la primera interrupción para obtener la Pst. máxima. La duración de la oclusión es de 2 a 3 segundos, durante los cuales el sujeto mantiene la glotis abierta y la pnea. El mínimo de puntos requerido entre TLC y FRC es de 20, sumando los obtenidos en las diversas maniobras de deflación (de 3 a 5 en cada sujeto).

Los balones empleados han sido fabricados por nosotros en el Laboratorio y sus dimensiones son 10 cm. de longitud y un cm. de diámetro.

A partir de los puntos medidos se dibuja la curva mejor ajustada a la vista sobre la cual y a intervalos constantes de volumen se toman puntos para el análisis matemático. Sobre esta curva se mide la compliance estática (Cstat.) entre FRC y FRC más 500 ml.

Las resistencias del segmento periférico (upstream segment) (Rus) se midieron dividiendo la Pst. por los flujos máximos a determinados volúmenes pulmonares entre el flujo máximo y la FRC.

El modelo matemático empleado es derivado del de Salazar y Knowles¹⁰ que permite obtener la presión de media inflación (h) a partir de la pendiente de la relación Pst/V con la fórmula:

$$V = V_{\max} \left(1 - \exp \left(- \frac{\ln 2}{h} (\Delta P - \text{Pst}) \right) \right)$$

Esta fórmula ha sido aplicada recientemente por nosotros al análisis de distensibilidad en patología neumológica (resultados pendientes de publicación).

El estudio estadístico se realizó aplicando el test de Student.

Recibido el día 17 de septiembre de 1979

Resultados

En la tabla I aparecen los datos funcionales hallados en los dos grupos. Únicamente el peso corporal se mostró estadísticamente diferente del orden de $p < 0,025$.

En la figura 1 se muestran las curvas Pst/V en las que se relaciona la presión transpulmonar (Pst.) y el volumen máximo alcanzable por el pulmón (Vmax), es decir a Pst. Infinita. Se observa que las dos curvas son diferentes entre volúmenes comprendidos entre el 50 y el 90 % de Vmax. De hecho la curva obtenida en sujetos diabéticos (círculos y raya discontinua) se encuentra significativamente desplazada a la izquierda sobre el eje de presiones y su pendiente, valorada a través de la presión de media inflación (h) del ajuste exponencial, es asimismo significativamente menor que la obtenida en sujetos normales (círculos negros y línea continua).

Debemos señalar que estas diferencias se han observado igualmente expresando el volumen pulmonar en porcentaje de la TLC real.

La diferencia entre la TLC y el Vmax (ΔV) en ambos grupos varía entre 20 y 80 ml. (media de 60 ml.) en los sujetos diabéticos y entre 30 y 150 ml (media de 86,25 ml.) en el grupo control. Estos resultados coinciden con los de Salazar y Knowles¹⁰ y de Pengelly⁹ que encuentran valores de ΔV extremos entre 100 y 200 ml, así como los de Gibson y cols.¹¹ que en sujetos sanos dan resultados de ΔV del 15 al 20 % de la TLC real.

Este valor de ΔV bajo justifica la semejanza existente entre las curvas de Pst/V cuando el volumen es expresado en % TLC real o en % Vmax.

La presión de media inflación (h) es un parámetro independiente del volumen pulmonar y representa un valor de distensibilidad. En efecto, equivale a la presión transpulmonar necesaria para modificar la mitad del volumen pulmonar comprendido entre cualquier volumen y el Vmax.

En los trabajos revisados se observa un valor de h con gran dispersión (2,58-7,75 para Turner y cols.¹²; 2,65-9,21 para Pengelly⁹) que podría atribuirse a la distribución de edad y sexo de los individuos estudiados: de 13 a 61 años en la serie de Turner y cols. y de 20 a 48 años en la de Pengelly⁹.

En nuestros sujetos la dispersión de h es mucho menor (4,62-6,24 para los diabéticos y 5,37-7,69 para los normales). Se trata solamente de sujetos varones y de edades limitadas. La h de los sujetos normales es similar a la ob-

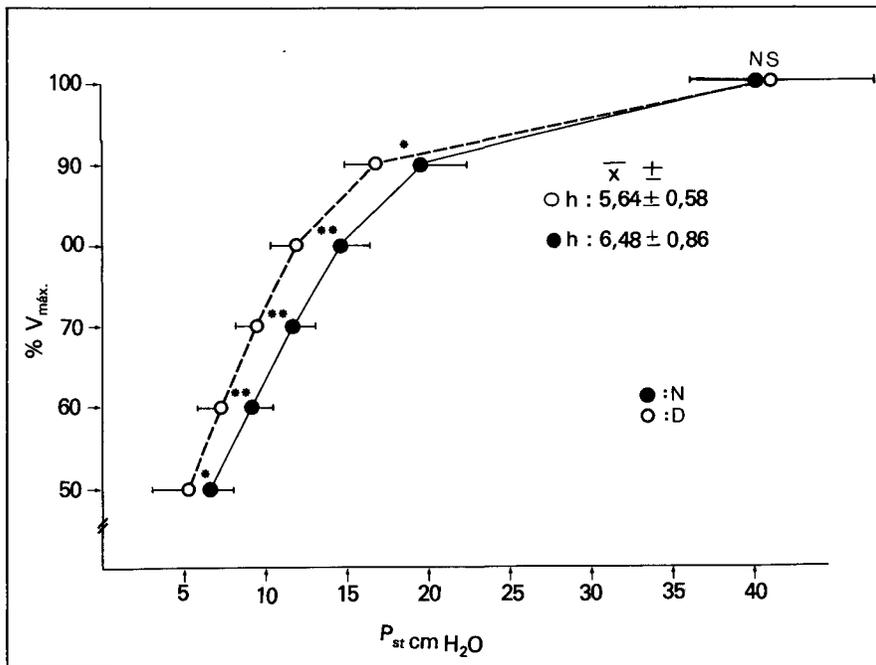


Fig. 1. Curva Pst/V donde el volumen pulmonar se expresa en % del volumen máximo (Vmax.) alcanzable por el pulmón. La Pst. de los dos grupos es significativamente diferente entre el 50 % y el 90 % del Vmax.

N: grupo control; D: diabéticos.

*: $p < 0,025$; **: $p < 0,005$.

h: presión de media inflación (media y desviación estandar).

tenida por otros autores habida cuenta la edad. La diferencia de H entre normales y diabéticos resultó significativa del orden de $p < 0,025$.

Discusión

La dificultad de encontrar en nuestro medio sujetos jóvenes diabéticos no fumadores, obligó a buscar un grupo control de índice tabáquico similar. Creemos que la similitud del tabaquismo en los dos grupos no impide la interpretación correcta del comportamiento elástico pulmonar en cualquiera de los grupos.

Por otro lado en un estudio personal no publicado de jóvenes sanos fumadores del orden de 1 paquete año desde seis años antes del estudio y jóvenes no fumadores de edades comprendidas entre 25 y 30 años, no aportó diferencia alguna en los parámetros de elasticidad pulmonar.

Schyler y cols.⁴ encontraron valores de TLC inferiores en el grupo de diabéticos que en un principio podría atribuirse a un déficit de contracción muscular inspiratoria, ya sea por menor masa muscular o secundariamente a una miopatía inducida por la enfermedad de base. En nuestros sujetos no se hallaron valores diferentes de este parámetro entre los grupos. Mas aún, la semejanza de los valores de Vmax. y la escasa diferencia entre TLC y aquél (ΔV) no parece indicar esfuerzos musculares diferentes en los dos grupos.

Scherthner y cols.⁵ hallan valores de compliance específica (Csp.) menores en los sujetos diabéticos lo que haría pensar en un comportamiento elástico diferente en el sentido de una mayor distensibilidad del pulmón de este grupo. Si bien estas diferencias no se mostraron significativas, cabría suponer que la medida de la distensibilidad por medio de la Csp. únicamente, no es suficientemente discriminativa y se muestra inferior que h como sugiere Pengelly⁹.

TABLA I
Parámetros orgánicos y funcionales de los dos grupos estudiados

	NORMALES	DIABÉTICOS
Edad (años)	27±4	28±3
Altura (cm.)	169±3	167±6
Peso (kg.)	61±8	78±8
TLC (l.)	6,0±0,4	5,91±0,6
VC (l.)	4,65±0,5	4,73±0,4
FRC (l.)	3,13±0,65	3,38±0,54
SGaw (sec ⁻¹ cmH ₂ O ⁻¹)	0,36±0,02	0,20±0,04
Cstat. (l. cmH ₂ O ⁻¹)	0,27±0,05	0,27±0,07
V 50 %TLC (l. sec ⁻¹)	2,82±0,93	3,41±1
V 60 %TLC (l. sec ⁻¹)	4,13±0,95	4,61±0,9
V 70 %TLC (l. sec ⁻¹)	5,33±1,06	5,84±1,1
Rus (cmH ₂ O l. sec ⁻¹)	1,88±0,35	2,04±0,3

Los valores son expresados en media y desviación estándar



Gibson y cols.¹¹ recomiendan que cuando se desee interpretar el comportamiento elástico del pulmón se analicen los parámetros representativos de la elasticidad y así concluyen que en la representación de las curvas Pst/V el volumen debe estar consignado en porcentaje de Vmax, puesto que la TLC, depende de múltiples factores extrapulmonares como pueden ser la edad, el sexo y otros ligados a la fuerza muscular.

Brown y Wellman¹³ criticaron inicialmente el trabajo de Schuyler y cols.⁴ porque éstos representaron las curvas Pst/V con el volumen expresado en % de TLC real y señalan que si se hubiera empleado el % TLC teórica, las diferencias entre los dos grupos de estudio desaparecerían. Nosotros hemos podido comprobar diferencias estadísticamente significativas expresando el volumen pulmonar en % TLC real y % Vmax. La representación del volumen en % TLC teórica para obviar las diferencias de tamaño corporal pueden inducir a error puesto que no se relacionan directamente con el tamaño del pulmón (Gibson y Pride⁸).

Estas diferencias entre TLC real y TLC teórica se superan representando el volumen pulmonar con el Vmax, que es independiente de diferentes factores conflictivos. De esta manera en este estudio se comprueban diferencias en la mayor parte de la curva Pst/V a modo semejante a como las obtienen Schuyler y cols.⁴ en su primer trabajo.

Es habitual considerar la presión esofágica en su tercio inferior como equivalente a la presión pleural. Sin embargo, en los enfermos diabéticos existe la posibilidad de que alteraciones del tejido elástico de la pared del esófago modifiquen las curvas introdu-

ciendo artefactos técnicos. Este hecho no había sido considerado en estudios anteriores⁴⁻⁷, en nuestro estudio hemos utilizado un volumen de balón variable de acuerdo a la compliance actual del esófago de forma a minimizar la repercusión de ésta sobre las medidas de presión intratorácica, hecho que sucede si se utiliza un volumen de balón estándar.

Confirmando las diferencias en la elasticidad pulmonar entre los dos grupos, la presión de media inflación (h) se mostró diferente ($p < 0.025$).

Una h menor en la población diabética sugiere que los pulmones de estos enfermos precisan menor presión para inflarse que los del grupo control estudiado.

El aspecto de las curvas Pst/V de los jóvenes diabéticos en relación a los normales, es semejante a la diferencia existente entre el enfisema incipiente y la curva normal, donde las zonas de mayor distensibilidad se llenan de aire antes, a menor volumen pulmonar, durante la inspiración; mientras que las regiones con compliance normal se llenan al final, a volumen pulmonar alto (Comroe¹⁴).

Nuestros resultados parecen indicar de acuerdo con los trabajos de Schuyler y cols.⁴ que el comportamiento elástico del pulmón del diabético juvenil es diferente del del joven normal y que tiene una distensibilidad mayor a TLC y Vmax, normales.

Resumen

Se estudian dos grupos de sujetos jóvenes: uno de diabéticos (n = 10) y otro de normales (n = 8). Los volúmenes pulmonares y la conductancia así

como los flujos aéreos son iguales en los dos grupos.

Solamente parámetros mecánicos pulmonares resultaron anormales, específicamente la presión de media inflación y la curva Pst/V.

Es conveniente el empleo del Vmax en vez de la TLC en la representación de las curvas presión-volumen para obviar factores no ligados directamente a la elasticidad pulmonar.

Los resultados sugieren que el pulmón de los diabéticos juveniles es elásticamente diferente del de los sujetos normales de su misma edad.

Summary

PULMONARY ELASTICITY AND JUVENILE DIABETES MELLITUS.

The authors study two groups of young people: one group of diabetics (n = 10) and one group of normal subjects (n = 8). The pulmonary volumes and conductance as well as air flows are equal in both groups.

Only the pulmonary mechanical parameters were abnormal, specifically the pressure of medium inflation and the Pst/V curve.

The use of Vmax instead of TLC in the representation of the pressure-volume curves is convenient in order to obviate factors not directly tied to pulmonary elasticity.

The results suggest that the lung of the juvenile diabetics is elastically different from that of normal subjects of the same age.

Agradecimiento

Los autores agradecen la colaboración técnica de las señoritas Pilar Magaña y Elisa de la Riva en la realización de las diferentes pruebas funcionales respiratorias.

BIBLIOGRAFIA

- HAMLIN, C. R., KOHN, R. R. y LUSHIN, J. H.: Apparent accelerated ageing of human collagen in diabetes mellitus. *Diabetes*, 24: 902, 1975.
- HUSTON, J. H. y ABBAUD, F. M.: Measurement of arterial aging in relation to diabetes mellitus. *Circulation*, 25: 938, 1962.
- FRANCIS, M. J. C., ELLIS, J. P. y MACKADAY, T. D. R.: Skin collagen in diabetes mellitus in relation to treatment. *Proc. R. Soc. Med.*, 67: 35, 1974.
- SCHUYLER, M. R., NIEWOEHNER, D. E., INKLEY, S. R. y KOHN, R.: Abnormal lung elasticity in juvenile-onset diabetes mellitus. *Am. Rev. Resp. Dis.*, 113: 37, 1976.
- SCHERNTHANER, G., HABER, P., KUMMER, F. y LUDWIG, H.: *Am. Rev. Resp. Dis.*, 116: 544, 1977.
- SCHUYLER, M. R. y NIEWOEHNER, D. R.: Lung elasticity in juvenile onset diabetes. *Am. Rev. Resp. Dis.*, 117: 811, 1978.
- SCHERNTHANER, G., HABER, P., KUMMER, F. y LUDWIG, H.: Lung elasticity in juvenile-onset diabetes mellitus. *Am. Rev. Resp. Dis.*, 117: 811, 1978.
- GIBSON, G. J. y PRIDE, N. B.: Lung distensibility. The static pressure-volume curve of the lung and its use in clinical assessment. *Brit. J. Dis. Chest.*, 70: 143, 1976.
- PENGELLY, L. D.: Curve fitting analysis of pressure-volume characteristics of the lungs. *J. Appl. Physiol. Respirat. Environ. Exercise Physiol.*, 42: 111, 1977.
- SALAZAR, G. y KNOWLES, J. H.: An analysis of the pressure-volume characteristics of the lung. *J. Appl. Physiol.*, 19: 97, 1964.
- GIBSON, G. J., PRIDE, N. B., O'CAIN, C. y QUAGLIATO, R.: Sex and age differences in pulmonary mechanics in normal nonsmoking subjects. *J. Appl. Physiol.*, 41: 20, 1976.
- TURNER, J. M., MEAD, J. y WOHL, M. E.: Elasticity of human lungs in relation to age. *J. Appl. Physiol.*, 25: 664, 1968.
- BROWN, R. y WELLMAN, J. J.: Abnormal lung elasticity in juvenile onset diabetes mellitus. *Am. Rev. Resp. Dis.*, 114: 894, 1976.
- COMROE, J. H. jr.: *Physiology of Respiration*, pág. 127. Year Book Medical Publishers Inc. 3.^a Edición. Chicago, 1976.