

RENDIMIENTO DE LOS MUSCULOS RESPIRATORIOS EN ADOLESCENTES CON ESCOLIOSIS TORACICA

J.M. MARIN, A. PEREZ-TRULLEN, J. RODRIGUEZ* y J.A. PASAMAR

Departamento de Fisiopatología. Hospital de Enfermedades del Tórax.

* Centro de Traumatología. Hospital Miguel Servet. Zaragoza.

Se ha evaluado el rendimiento de los músculos respiratorios en adolescentes con escoliosis idiopática asintomática (EI). Se estudiaron 10 sujetos de edades comprendidas entre 14 y 18 años, todos ellos con grados de escoliosis torácica inferior a 60° (ángulo de Cobb). No se encontraron alteraciones significativas a nivel de flujos y volúmenes pulmonares. La presión inspiratoria máxima (P_i max) a FRC, fue menor a la prevista en la mayoría de ellos y se correlacionó negativamente con el ángulo de Cobb ($r = 0,867$; $p < 0,01$). La presión inspiratoria media durante la fase inspiratoria del ciclo (\bar{P}_i) fue menor de la teórica ($p < 0,001$). La fuerza muscular inspiratoria desarrollada en reposo (\dot{W} rest) estaba aumentada en un 28 % de promedio respecto a los sujetos sin EI ($p < 0,01$); y la fuerza muscular inspiratoria que eran capaces de generar antes de llegar a la fatiga muscular (\dot{W} crit) si bien era un 5 % mayor a la teórica ($p < 0,05$), se relacionó negativamente con el grado de escoliosis ($r = -0,635$; $p < 0,05$). En conclusión, los músculos respiratorios de los adolescentes con EI son incapaces de generar presiones máximas adecuadas, deben de realizar un mayor trabajo en reposo y son más susceptibles de sufrir fatiga muscular.

Respiratory muscles performance in adolescents with thoracic scoliosis

The performance of respiratory muscles in adolescents with asymptomatic idiopathic scoliosis (IS) was studied. Ten subjects aged between 14 and 18 years, all of them with an scoliosis of a degree less than 60° (Cobb's angle) were admitted into the study. Pulmonary flows and volumes showed no significant disturbances. Maximum inspiratory pressure (P_i max) at FRC was less than expected in most of these subjects, this value showing a negative correlation with Cobb's angle ($r = -0.867$; $p < 0.01$). The mean inspiratory pressure during the inspiratory phase of the respiratory cycle (\bar{P}_i) was less than expected ($p < 0.001$). The resting inspiratory muscular strength (\dot{W} rest) was on the average 28 % greater than in subjects without IS ($p < 0.01$); the inspiratory muscular strength that the subjects in our study were able to produce before showing muscular fatigue (\dot{W} crit), though found to be 5 % above the expected value ($p < 0.05$), showed a negative association with the severity of scoliosis ($r = -0.635$; $p < 0.05$). In conclusion, respiratory muscles of adolescents with IS are unable to produce adequate maximum pressures, are bound to work heavier at rest, and are more prone to muscular fatigue.

Arch Bronconeumol 1987; 23:108-114

Introducción

La escoliosis torácica es un defecto estructural de la columna vertebral a nivel del tórax, frecuentemente de causa desconocida, que por rotación de las vértebras se acompaña de deformidad de la caja torácica. Dicho defecto se suele detectar habitualmente durante la adolescencia, afectando con preferencia al sexo femenino¹, y se conoce bien la historia natural de la escoliosis idiopática (EI) cuando evoluciona espontáneamente. Nilssonne y Lundgren comunican una mayor mortalidad respecto de la población general, siendo la

causa del 75 % de las muertes en sujetos con EI el cor pulmonale², el cual se desarrolla paralelamente al deterioro de la función respiratoria, inducido a su vez por el aumento progresivo del grado de escoliosis. Inicialmente, existe una reducción de los volúmenes estáticos: capacidad pulmonar total (TLC) y capacidad residual funcional (FRC), en los adolescentes asintomáticos^{3,4}, por lo que para Kafer, la reducción de la TLC sería secundaria a la menor compliance torácica hallada en estos sujetos⁵.

Como quiera que la posición inspiratoria máxima (TLC), viene determinada por un equilibrio entre las fuerzas elásticas del sistema pulmón-caja y la fuerza de los músculos respiratorios⁶, es evidente que ambos defectos podrían

Recibido el 12-3-1986 y aceptado el 28-1-1987.



justificar la reducción del volumen pulmonar en la EI. Así, la debilidad de los músculos respiratorios se ha asociado con defectos ventilatorios de tipo restrictivo⁷, y recientemente Cooper et al, en adolescentes con EI han encontrado una presión de insuflación reducida, que se correlaciona con una menor capacidad y distensibilidad pulmonar, característica de estos enfermos⁸. Cabe pensar por tanto que existe una disfunción de los músculos respiratorios en pacientes con EI ya en etapas iniciales. Ello colocaría a estos pacientes en una situación favorable de riesgo de fallo de bomba (insuficiencia ventilatoria) frente a nuevas sobrecargas mecánicas, como procesos bronquiales o pulmonares agudos interrecurrentes.

Hemos estudiado la fuerza de reserva de los músculos inspiratorios, así como el trabajo que desarrollan durante la respiración en reposo y el nivel teórico de fracaso muscular en adolescentes asintomáticos con EI, en un intento de establecer el riesgo potencial de insuficiencia ventilatoria por fatiga muscular en fases iniciales de esta enfermedad progresiva.

Material y métodos

Se estudiaron 10 adolescentes asintomáticos con escoliosis idiopática torácica, considerada como de moderada gravedad: ángulo de Cobb menor o igual a 60°. El momento del estudio de la función pulmonar se hizo entre 6 meses y 3 años del diagnóstico clínico de la escoliosis. Las características básicas del grupo, tales como: edad, sexo, talla y angulación de la escoliosis aparecen en la tabla I. Se rechazaron previamente otros adolescentes poco colaboradores, con escoliosis lumbar o cifosis pronunciada, ángulos de Cobb mayores de 60° o historia de enfermedad cardiorrespiratoria previa.

A cada sujeto en una misma sesión se le practicaba:

1. Espirometría forzada a través de un neumotacógrafo tipo Lilly de linealidad entre 0 y 20 l.s-1, mediante técnica estandarizada y siguiendo básicamente las recomendaciones de SEPAR⁹.

2. Medición del volumen de gas intratorácico (ITGV) y de las resistencias aéreas inspiratorias y totales con un pletismógrafo corporal tipo Jaeger.

3. La elasticidad pulmonar se estudió mediante la técnica del balón esofágico¹⁰ y conectado el sujeto al neumotacógrafo para obtener mediante la integración del flujo, el volumen pulmonar. El balón, de 10 cm de longitud y 0,5 ml de contenido aire, se colocaba a nivel del tercio inferior del esófago para que no existieran artefactos faríngeos y la transmisión de los latidos cardíacos fuera menor. Para obtener la presión de retracción elástica a TLC se practicaba una maniobra de inspiración máxima mantenida el tiempo necesario (habitualmente 2-3 segundos) para que el flujo fuese 0 (presión transpulmonar). A continuación se ordenaba una espiración lenta y uniforme, interrumpiéndose el flujo a voluntad automáticamente mediante un interruptor mecánico colocado en serie con el neumotacógrafo; en esos momentos de ausencia de flujo (presión transpulmonar) se tomaba la presión de retracción elástica. De esta forma se obtuvieron al menos tres curvas reproducibles (morfológicamente similares entre sí) de presión-volumen (P-V). En la rama espiratoria de la curva P-V se media la compliance estática (Cst) en un rango de volumen comprendido entre FRC y FRC + 500 ml. La compliance dinámica (C dyn) se media durante la respiración a volumen corriente y se tomaba la media de tres respiraciones.

TABLA I
Escoliosis en adolescentes asintomáticos:
datos antropométricos.

Caso	Edad (años)	Sexo* (H/M)	Talla** (cm)	Ángulo Cobb	Peso (Kg)
1	16	M	156	42	46
2	14	H	166	40	66
3	16	M	165	40	54
4	18	M	159	56	57
5	16	M	158	58	54
6	16	M	158	50	36
7	14	M	155	60	49
8	15	M	153	45	48
9	15	M	150	43	40
10	15	M	157	44	53

*H: Hombre; M: Mujer

** Tomada como distancia entre la punta de los dedos con los brazos extendidos en cruz.

TABLA II
Volumenes estáticos, presiones musculares máximas en boca y parámetros del ciclo respiratorio en 20 adolescentes sanos.

	Media	SD
Hombres/mujeres	5/15	
Edad (años)	15.1	1.3
Talla (cm)	158	5.5
Peso (Kg)	51	7
TLC (l)	5.11	0.9
FRC (l)	2.21	0.5
RV (l)	1.27	0.4
Pi máx (cmH20)	89	14
Pe máx (cmH20)	99	19
VT (l)	0.43	0.1
Ti (l)	1.4	0.4
VT/Ti (l/s)	0.3	0.09
Ti/Ttot	0.44	0.04
P0.1 (cmH20)	1.25	0.5
Pi (cmH20)	9.75	1.4
Pi/Pi máx (%)	9.7	2.1
Wrest (Kg.m/min)	1.1	0.3
Wcrit (Kg.m/min)	7	1.1

4. El patrón de la respiración fue estudiado mediante el propio neumotacógrafo. El sujeto sentado cómodamente, respiraba, a través de la boquilla del neumotacógrafo, aire ambiental por la vía inspiratoria de una válvula unidireccional que separaba la línea inspiratoria de la espiratoria¹¹. Durante al menos 10 minutos eran recogidas en un inscriptor de 4 canales: flujo, volumen corriente y presión en boca. Esto permitía medir los tiempos inspiratorios (Ti), espiratorios (Te), total (Ttot) y el volumen corriente (Vt). A partir de éstos se calculaba el flujo mesoinspiratorio o *drive* (Vt/Ti) y el *timing* (Ti/Ttot). Los valores finales representaron la media de al menos 10 ciclos respiratorios. La vía inspiratoria de la válvula unidireccional se podía ocluir a voluntad durante la fase espiratoria, sin percepción por parte del sujeto. La oclusión se mantenía luego en la inspiración durante los primeros 0,5 seg y se medía la presión generada durante los primeros 0,1 seg. (Presión de oclusión en boca o P 0.1.) Se tomó como valor la media aritmética de al menos 10 maniobras repetibles.

5. Registro de la presión máxima inspiratoria (Pi máx) y espiratoria (Pe máx) en boca. Para ello se utilizó un transductor de

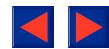


TABLA III
Flujos y volúmenes pulmonares

Caso	VC (l) (%)	FEV ₁ (l) (%)	TLC (l) (%)	FRC (l) (%)	RV (l) (%)	RV/TLC (%)	FRC/TLC (%)
1	3.1 94	2.7 94	4.8 94	2.6 117	1.5 118	31	54
2	2.8 67	2.5 67	4.4 86	2.5 113	1.5 118	34	57
3	2.9 72	2.4 86	4.5 88	2.6 117	1.7 134	38	59
4	2.9 79	2.6 81	3.9 78	1.9 86	1.2 94	30	48
5	2.4 68	2.3 75	3.8 75	2.1 95	1.6 126	41	56
6	3.0 95	2.5 91	4.1 80	1.6 73	1.2 94	29	40
7	2.4 73	2.2 78	3.7 74	2.1 95	1.4 110	39	56
8	2.5 78	2.3 85	4.0 80	1.9 86	1.3 102	32	48
9	2.8 88	2.3 90	4.3 85	2.1 95	1.5 118	34	50
10	2.7 78	2.6 87	4.2 83	2.1 95	1.5 118	36	51
Media	2.7 79	2.4 83	4.1 82	2.1 97	1.4 113	34.4	52
S.D.	0.2 10	0.2 8	0.3 6.1	0.3 14	0.2 13	4.0	5.7

VC: Capacidad vital.
FEV₁: Flujo máximo espiratorio en el primer segundo.
TLC: Capacidad pulmonar total.
FRC: Capacidad residual funcional.
RV: Volumen residual.

TABLA IV
Variables de la mecánica respiratoria

Caso	Cst (L/cmH ₂ O)	Cdyn (L/cmH ₂ O)	PL100%TLC (cmH ₂ O)	Rawtot (cmH ₂ O/l/s)	sGaw (cmH ₂ O.s) ⁻¹
1	0.18	0.18	30	2.8	0.3
2	0.22	0.2	26	1.7	0.24
3	0.16	0.16	31	0.9	0.42
4	0.19	0.16	24	0.7	0.7
5	0.13	0.1	16	2.7	0.17
6	0.2	0.2	27	2.8	0.22
7	0.16	0.15	22	0.7	0.68
8	0.15	0.11	32	2.5	0.21
9	0.18	0.18	27	1.1	0.43
10	0.15	0.14	29	0.8	0.59
Media	0.17	0.16	26	1.7	0.4
SD	0.03	0.03	5	0.9	0.6

Cst: Compliance estática;
Cdyn: Compliance dinámica;
PL100 TLC: Presión de retracción elástica a capacidad pulmonar total;
Raw tot: Resistencias aéreas totales;
sGaw: Conductancia específica de las vías aéreas.

presión marca Jaeger conectado a un tubo en uno de cuyos extremos se colocaba la boquilla por la que el sujeto respiraba libremente y con pinzas de nariz, y por el extremo opuesto libre se podía ocluir a voluntad. Para realizar las maniobras se siguió el método de Black y Hyatt¹². La Pi max se registraba a FRC y la Pe max a TLC. Se practicaron un número de maniobras repetibles no inferior a tres, tomándose la mayor de ellas.

6. La presión media inspiratoria se calculó mediante la fórmula: $\bar{P}_i = 5 \cdot P \cdot 0.1 \cdot T_i^{13}$. La fuerza inspiratoria muscular desarrollada durante el reposo (\dot{W}_{rest}) y a nivel de fatiga muscular (\dot{W}_{crit}), se calculó a partir de las fórmulas desarrolladas por Roussos et al^{14,15}:

$$\dot{W}_{rest} = \bar{P}_i \cdot V_t / T_i \cdot T_i / T_{tot}; \dot{W}_{crit} = P_i \text{ max } 60 \% \cdot V_t / T_i \cdot T_i / T_{tot}.$$

Los valores de referencia para los datos obtenidos de la espirometría, fueron tomados de Casán Clará¹⁶. Los datos pletismográficos, ciclo respiratorio y rendimiento muscular fueron

comparados con valores de referencia propios procedentes de un estudio paralelo realizado en 20 adolescentes sanos comparables antropométricamente (tabla II). Las curvas P-V fueron comparadas con las obtenidas por Turner et al en sujetos normales menores de 25 años¹⁷.

Resultados

Los datos básicos antropométricos de todos los pacientes estudiados, aparecen en la tabla I, siendo la serie homogénea. En la tabla III, se reflejan los principales parámetros estudiados a nivel de flujos y volúmenes en términos de valor absoluto y porcentaje sobre el valor previsto de todos los casos. Existió una reducción de la capacidad vital (VC) y de la TLC, ambas de carácter ligero. La FRC y el volumen residual (RV) eran normales, sin embargo, la relación FRC/TLC y RV/TLC estaban significativamente aumentadas en los sujetos con EI respecto a los adolescentes sanos: $52 \pm 5,7$ vs 43 ± 4 ($p < 0,01$) para FRC/TLC y 34 ± 4 vs 25 ± 4 para RV/TLC ($p < 0,05$). La reducción del FEV₁ fue proporcional y paralela a la caída de la VC. Las resistencias de las vías aéreas totales eran de $1,7 \pm 0,9$ cmH₂O. l⁻¹.s de media y la conductancia específica de las mismas fue $0,4 \pm 0,6$ (cmH₂O.s)⁻¹. Se podía descartar prácticamente la coexistencia de un factor obstructivo asociado que explicara la reducción de los flujos y el incremento de la relación RV/TLC. Cuando se correlacionó el grado de angulación de la escoliosis con el valor porcentual de la TLC y VC respecto a sus teóricos, esta relación fue significativa para TLC ($r = 0,864$; $p < 0,01$).

Tanto la compliance a volumen corriente (C dyn), como la compliance estática (C st), cuyos valores aparecen en la tabla IV, tuvieron en todos

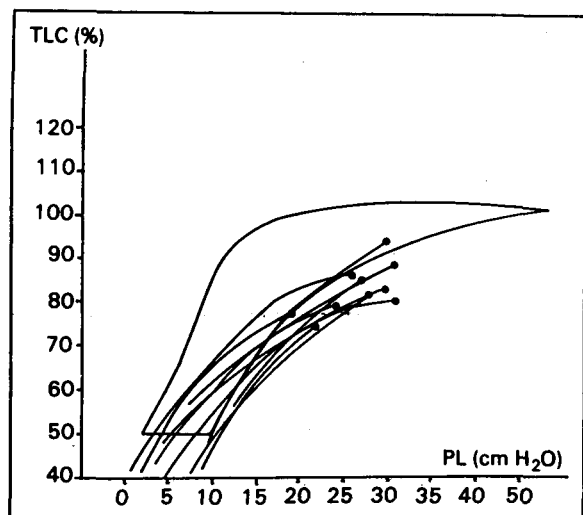


Fig. 1. Curva P-V de los 10 adolescentes con escoliosis idiopática. Entre los trazados más gruesos, los límites de la normalidad.

los pacientes valores comparativamente bajos respecto a los previstos para su TLC y FRC. La presión de retracción elástica a TLC (PL 100 % TLC) fue baja en todos los casos. La curva de P-V obtenida, se encontraba desplazada hacia la derecha en la mayoría de los sujetos (fig. 1); de forma que en realidad la PL era mayor de la prevista para un determinado volumen cuando se comparó con la de sujetos normales de edades similares¹⁸.

Los componentes del ciclo respiratorio aparecen en la tabla V. Hemos encontrado un incremento significativo del volumen corriente (Vt) ($p < 0,001$), y del *drive* (Vt/Ti) ($p < 0,001$) respecto tanto a nuestros valores de referencia como a los de Gaultier et al¹⁹. La presión de oclusión ($1,1 \pm 0,2$ cmH₂O) estaba dentro de los límites normales.

La presión media desarrollada durante la inspiración (\bar{P}_i), fue de $7,7 \pm 0,5$ cmH₂O y la Pi máx de 73 ± 29 cmH₂O; la primera reducida en todos los pacientes con EI, respecto a los sujetos normales (tabla VI). La Pi máx se correlacionó negativamente ($r = 0,867$) y significativamente ($p < 0,001$) con el ángulo de Cobb (fig. 2). Debido a que tanto la \bar{P}_i como Pi máx se redujeron proporcionalmente, la relación \bar{P}_i /Pi máx ($12,5 \pm 5,7$) no varió respecto al valor previsto. Todos los pacientes con EI presentaron una fuerza muscular inspiratoria en reposo (\dot{W} rest) significativamente aumentada respecto a sus valores teóricos, con un incremento medio del 28 % ($p < 0,01$). La fuerza muscular inspiratoria crítica o prefatiga (\dot{W} crit), se comportó de forma muy variable con un incremento medio del 5 % ($p < 0,05$) sobre el teórico. En general los sujetos con mayores ángulos de escoliosis presentaban una fuerza inspiratoria de reserva muscular en términos de trabajo crítico menor ($r = 0,635$; $p < 0,05$) (fig. 3).

TABLA V
Parámetros del patrón de la ventilación

Caso	UT (l)	Ti (s)	VT/Ti (l/s)	Ti/Ttot	PO.1 (cmH ₂ O)
1	0.65	1.4	0.46	0.42	0.9
2	0.63	1.5	0.42	0.43	1.0
3	0.6	1.6	0.37	0.35	1.0
4	0.65	1.7	0.38	0.38	1.0
5	0.56	1.3	0.43	0.43	1.2
6	0.58	1.2	0.48	0.5	1.3
7	0.55	1.1	0.5	0.47	1.4
8	0.52	1.5	0.35	0.38	1.1
9	0.54	1.3	0.41	0.42	1.2
10	0.58	1.5	0.39	0.44	0.9
Media	0.58*	1.4	0.42*	0.42	1.1
SD	0.04	0.2	0.05	0.04	0.2

VT: Volumen corriente.

Ti: Tiempo inspiratorio.

PO.1: Presión de oclusión en boca.

* Diferencia significativa con los valores de referencia ($p < 0.001$).

TABLA VI
Rendimiento de los músculos respiratorios

Caso	Pi máx (cmH ₂ O)	\bar{P}_i (cmH ₂ O)	\bar{P}_i /Pi máx (%)	Wrest. (Kg.m/min)	Wcrit. (Kg.m/min)
1	110	6.7	6.1	1.3	13
2	80	7.8	9.7	1.4	8.5
3	90	8.0	8.9	1.0	5
4	51	8.3	16.2	1.2	4.5
5	40	7.5	18.7	1.4	3.5
6	52	7.5	14.4	1.6	7.5
7	32	7.7	24	1.8	4.5
8	70	8.3	11.8	1.1	5.5
9	116	7.5	6.4	1.3	12
10	89	8.2	9.2	1.4	9
Media	73	7.7*	12.5	1.4**	7.3
SD	29	0.5	5.7	0.2	3.3

Pi máx: Presión inspiratoria máxima en boca.

\bar{P}_i : Presión inspiratoria media durante la respiración en reposo.

Wrest: Fuerza inspiratoria durante la respiración en reposo.

Wcrit: Fuerza inspiratoria crítica.

* Diferencia significativa con los valores de referencia ($p < 0.001$).

** ($p < 0.01$).

Discusión

Funcionalismo convencional

Por sí misma, la escoliosis torácica afecta a la talla de los adolescentes que la padecen, de forma que respecto al valor teórico el volumen pulmonar de estos sujetos será menor. Por ello hay que corregir la talla en función de otra variable más real de crecimiento, como es la envergadura (distancia entre la punta de los dedos de ambas manos con los brazos en cruz)²⁰. Este índice se correlaciona estrechamente en sujetos normales con su altura y ha sido el más manejado para elaborar tablas de normalidad de valores espirométricos en sujetos con EI²¹. Usando este índice hemos en-

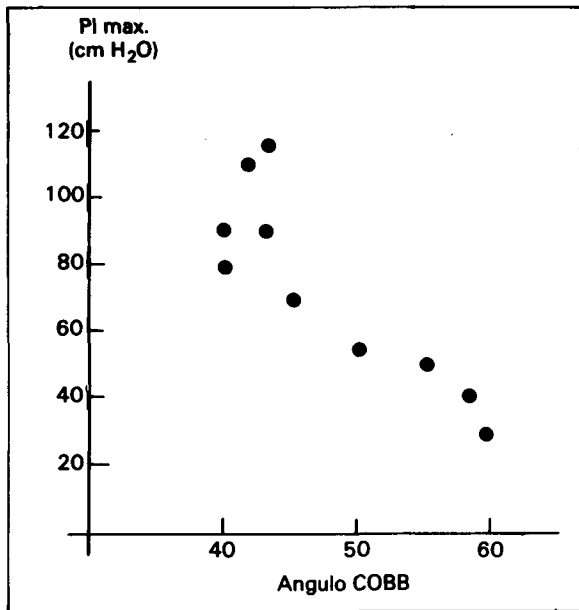
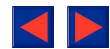


Fig. 2. Presión inspiratoria máxima a capacidad funcional residual en función del grado de escoliosis medido por el ángulo de Cobb en 10 adolescentes asintomáticos con escoliosis torácica.

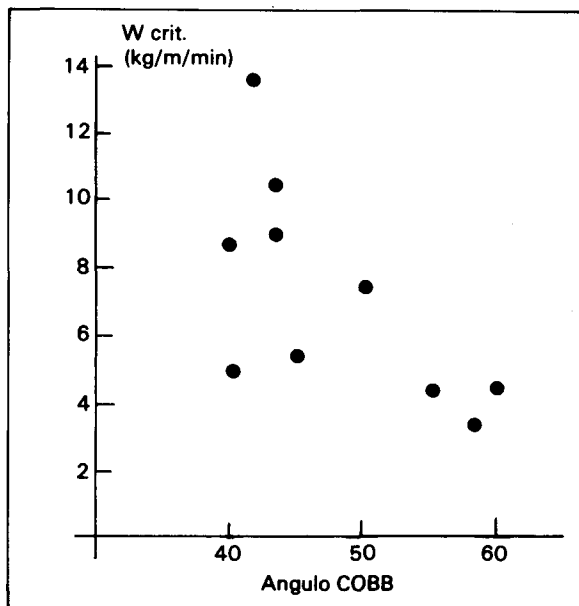


Fig. 3. Fuerza inspiratoria muscular crítica en función del grado de escoliosis torácica en 10 adolescentes asintomáticos.

contrado en nuestros pacientes una moderada reducción de la VC y TLC sin afectación acompañante de los flujos aéreos, que como se ha demostrado repetidamente se mantienen adecuados para el volumen pulmonar^{3,4,18}.

Mecánica

En adultos con EI y ángulos mayores de 60 %, Kafer midió la distensibilidad de la caja torácica y

la encontró disminuida «tórax más rígido» en correlación a la reducción de la TLC⁵. Sin embargo, Caro y Du Bois, estudiando niños y adolescentes con EI poco evolucionada encontraron una reducción significativa de los volúmenes pulmonares, pero al medir la compliance torácica durante la anestesia general, todos los sujetos presentaron valores normales. Además, tanto en sujetos normales²² como en adolescentes con EI²³, al aplicar un vendaje compresivo a nivel del tórax, se produce una reducción similar en los volúmenes pulmonares. Por tanto la caja torácica se mantiene flexible en estos sujetos con EI a pesar del defecto anatómico. La compliance pulmonar se encuentra reducida en todos nuestros pacientes, de forma que la curva P-V se encontraba desplazada hacia la derecha y la presión de retracción era mayor para cada volumen registrado. Este fenómeno, reversible tras períodos cortos de hiperinsuflación, ha sido descrito por otros autores^{8,24} y recuerda las curvas de P-V de sujetos con enfermedades musculares debilitantes⁷. La presencia de un aumento de la tensión del surfactante y/o de microatelectasias podrían ser otras causas del fenómeno, no descritas hasta la actualidad en la EI.

La insuflación pulmonar a TLC durante una maniobra inspiratoria máxima, viene determinada por un equilibrio entre: 1) la presión de distensión de los músculos inspiratorios como fuerza impelente, y 2) la presión de retracción elástica pulmonar (PL) más la retracción interna de la caja torácica (Pcw) como fuerzas opuestas. La PL está alterada en los sujetos con EI, pero no parece ser el mecanismo primario que impida una correcta insuflación, antes bien se considera el reflejo de una deficiente presión muscular inspiratoria⁸. En los sujetos con EI, la Pi max se encuentra reducida en reposo^{3,8,23}. Además durante el ejercicio, Cook et al, encontraron que los músculos respiratorios eran incapaces de estirarse suficientemente para generar una presión inspiratoria adecuada a las demandas²⁵. Parece evidente por tanto la presencia de un defecto de bomba, más que de distensibilidad torácica, que justifique el riesgo de retención de CO₂ e insuficiencia ventilatoria en pacientes con EI²⁶.

Función muscular respiratoria

En adolescentes con EI hemos encontrado una Pi max medida a FRC, menor que en adolescentes sanos. En estos últimos, la Pi max aumenta con la edad²⁷; lo que no ocurrió en nuestros pacientes, en los que el valor de la Pi max dependía del grado de escoliosis que difuminó el posible efecto de la edad. La causa más frecuente de reducción de la Pi max en ausencia de debilidad muscular, es la hiperinsuflación pulmonar, la cual



reduce el área del diafragma acortando su relación longitud-tensión²⁸. El mecanismo opuesto, reducción de volumen, puede acompañarse de presiones de insuflación reducidas en presencia de hipoxia o déficit nutricional muscular. No hemos registrado los gases en sangre arterial, pero los datos de la literatura coinciden en que la presión arterial de oxígeno y anhídrido de carbono son normales en adolescentes con EI asintomática^{3,5}. La reducción de la Pi max junto con una Pe max normal sólo puede ser explicada a partir de los estudios de Grassino et al²⁹. Estos autores, alterando artificialmente la configuración de la caja torácica y su posición en el espacio, encontraron hallazgos muy similares a los nuestros, por lo que a falta de estudios electromiográficos que detecten la existencia de una fatiga subclínica en estos pacientes, nuestros hallazgos deben achacarse a la falta de acoplamiento músculos-caja.

Patrón ventilatorio y respuesta muscular

El patrón ventilatorio de los pacientes con EI (Vt alto, Ti normal, relación Vt/Ti aumentada), no es concordante con el que se observa en los cuadros restrictivos típicos³⁰. El índice Vt/Ti, considerado como reflejo del impulso respiratorio central, pese a estar elevado, no indica necesariamente un aumento de la descarga central, ya que puede sobreestimar o infravalorar este impulso, debido a las alteraciones de las propiedades mecánicas del pulmón y de la caja en estos pacientes. La presión de oclusión, un índice del impulso central independiente de las alteraciones mecánicas del sistema y hasta cierto punto del estado de los músculos respiratorios³¹, ha sido normal en todos los adolescentes con EI, y se puede descartar en ellos la presencia de una descarga central elevada. La \bar{P}_i es una variable que depende de la P 0.1 y del Ti, aumenta linealmente con las resistencias pulmonares y viene a ser un reflejo de la actividad frénica a lo largo de la fase inspiratoria del ciclo³². Todos nuestros pacientes presentaban una \bar{P}_i más baja de lo normal. Como la Pi max también estaba reducida en la mayoría de sujetos con EI, resultó que la relación \bar{P}_i/P_i max no era diferente respecto a los adolescentes normales. Sin embargo, existía un grupo de adolescentes con EI que mostraba valores de \bar{P}_i/P_i max más altos de lo normal, y que resultaron ser los que presentaban mayores ángulos de Cobb (sujetos números 4, 5, 6 y 7). Esto sugiere la existencia de un mayor gasto energético para movilizar un adecuado volumen corriente en reposo, y un mayor riesgo de fatiga muscular en ellos.

La relación Ti/Ttot o «timing», representa la fracción de tiempo durante el cual los músculos respiratorios se contraen. Dicha relación está acortada en sujetos con EPOC, tanto más cuanto

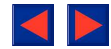
mayor es la gravedad del proceso^{8,30}. En pacientes con EI, hemos observado que este valor era normal. El \dot{W} rest, elevado en nuestros pacientes, dependió probablemente más del aumento del Vt/Ti que de la \bar{P}_i o del Ti/Ttot. No encontramos una explicación adecuada a este fenómeno, que por otra parte no se correlacionó con el grado de escoliosis o con la Pi max. El \dot{W} crit se reduce en los sujetos con EI en función de su deformidad y, por tanto, el riesgo de desarrollar fatiga muscular aparecerá a trabajos musculares menos intensos. Como Pi max, Vt/Ti y Ti/Ttot determinan el nivel de \dot{W} crit es evidente que los cambios en el patrón respiratorio secundarios a un proceso respiratorio sobreañadido, o a la progresión rápida de la enfermedad con la consiguiente pérdida de Pi max, pueden conducir al desarrollo de fatiga muscular e insuficiencia ventilatoria¹⁵.

Implicaciones clínicas y conclusiones

Nuestra serie, si bien es corta, representa una población amplia de adolescentes con escoliosis idiopática torácica, la mayor parte de los cuales se encuentran en fase asintomática. En esta etapa es evidente la presencia de unas alteraciones «ligeras» de la función pulmonar, como es la reducción de la capacidad vital (21 % de promedio sobre el valor previsto). Hemos puesto, sin embargo, de manifiesto la coexistencia de un defecto de acoplamiento mecánico de los músculos inspiratorios, que explicaría la reducción de la VC, y se ha detectado la presencia en reposo de un mayor trabajo muscular, así como de una menor reserva de estos mismos músculos frente al trabajo crítico. La progresión de las curvas (especialmente cuando son mayores de 50°) puede hacerse rápida al comienzo de la edad adulta, con el consiguiente deterioro de la función pulmonar, por lo que parece correcta la sugerencia de Weinstein et al³³ de practicar una artrodesis posterior de la curva mediante injerto óseo e instrumentación metálica en estos sujetos.

BIBLIOGRAFIA

1. James JTP. Scoliosis. E&L Livingstone Ltd. Edinburgh 1967.
2. Nilsson U, Lundgren KD. Long-term prognosis in idiopathic scoliosis in asymptomatic adolescents. Act Orthop Scand 1968; 39:456-465.
3. Caro CG, Du Bois AB. Pulmonary function in kyphoscoliosis. Thorax 1961; 16:282-290.
4. Weber B, Smith J, Briscoe WA, Friedman SA, King TK. Pulmonary function in asymptomatic adolescents with idiopathic scoliosis. Am Rev Respir Dis 1975; 111:389-397.



5. Kafer ER. Idiopathic scoliosis: mechanical properties of the respiratory system and the ventilatory response to carbon dioxide. *J Clin Invest* 1975; 55:1153-1163.
6. Mead J, Milic-Emili J, Turner JM. Factors limiting depth of a maximal inspiration in human subjects. *J Appl Physiol* 1963; 18:285-296.
7. Gibson GJ, Pride NB, Newson D, Loh LC. Pulmonary mechanics in patients with respiratory muscle weakness. *Am Rev Respir Dis* 1977; 115:389-395.
8. Cooper DM, Velasques J, Mellins RB, Kein HA, Mansell AL. Respiratory mechanics in adolescents with idiopathic scoliosis. *Am Rev Respir Dis* 1984; 130:16-22.
9. Grupo de trabajo SEPAR para la práctica de la espirometría en clínica. Recomendaciones SEPAR 1. SEPAR 1985.
10. Standardized lung function testing. Lung mechanics II. *Bull Europ Physiopath Res* 1983; 19(suppl):33-38.
11. Marín JM, Pasamar JA, Duplá A. Compresión mecánica abdominal y respuesta del impulso respiratorio en sujetos normales. *Arch Bronconeumol* 1986; 22:13-15.
12. Black LF, Hyatt RE. Maximal respiratory pressures: normal values and relationship to age and sex. *Am Rev Respir Dis* 1969; 99:696-702.
13. Gaultier CL, Boulé M, Tournier G, Girard F. Inspiratory force reserve of respiratory muscles in children with chronic obstructive pulmonary disease. *Am Rev Respir Dis* 1985; 131:811-815.
14. Roussos C, Fixley M, Gross D, Macklem PT. Fatigue of inspiratory muscles and their synergic behavior. *J Appl Physiol* 1979; 46:897-904.
15. Roussos C, Macklem PT. The respiratory muscles. *N Engl J Med* 1982; 307:786-797.
16. Casan Clará P. Valores espirométricos de referencia para niños y adolescentes sanos. Tesis doctoral. Universidad Autónoma de Barcelona 1985.
17. Turner JM, Mead J, Wohl ME. Elasticity of human lungs in relation to age. *J Appl Physiol* 1969; 25:664-671.
18. Mansell AL, Bryan AC, Levison H. Relationship of lung recoil to lung volume and maximum expiratory flow in normal children. *J Appl Physiol* 1977; 42:817-823.
19. Gaultier CL, Perret L, Boulé M, Bouvry A, Girard F. Occlusion pressure and breathing pattern in healthy children. *Respir Physiol* 1981; 46:71-80.
20. Johnson BE, Westgate HD. Methods of predicting vital capacity in patients with thoracic scoliosis. *J Bone Joint Surg* 1970; 52:1433-1439.
21. Linderholm M, Lindgren U. Prediction of spirometric values in patients with scoliosis. *Acta Orthop Scand* 1978; 49:469-474.
22. Caro CG, Buttler J, Du Bois AB. Some effects of restriction chest cage expansion of pulmonary function in man: an experimental study. *J Clin Invest* 1960; 39:573-583.
23. Jones RS, Kennedy JD, Hasham F et al. Mechanical inefficiency of the thoracic cage in scoliosis. *Thorax* 1981; 36:456-461.
24. Sinha R, Bergofsky EH. Prolonged alteration of lung mechanics in kyphoscoliosis by positive pressure hyperinflation. *Am Rev Respir Dis* 1972; 106:47-57.
25. Cook CD, Barrier G, De Foster SA, Hellinsen PJ. Pulmonary physiology in children III. Lung volumes, mechanics of respiration and respiratory muscles strength in scoliosis. *Pediatrics* 1960; 25:766-802.
26. Bergofsky EH. Respiratory failure in disorders of the thoracic cage. *Am Rev Respir Dis* 1979; 119:643-669.
27. Cook CD, Mead J, Orzalesi M. Static Volume-pressure characteristic of the respiratory system during maximal efforts. *J Appl Physiol* 1964; 19:1016-1022.
28. Butter C. Diaphragmatic changes in emphysema. *Am Rev Respir Dis* 1976; 114:155-159.
29. Grassino AE, Derenne JP, Almirall J, Milic-Emili J, Whitelaw W. Configuration of the chest wall and occlusion pressures in awake humans. *J Appl Physiol* 1981; 50:134-142.
30. Tobin MJ, Chana TJ, Genovri J, Birch SJ, Gazeroglu BS, Sackner MA. Breathing patterns 2. Diseased subjects. *Chest* 1983; 84:286-294.
31. Milic-Emili J, Whitelaw W, Grassino AE. Measurement and testing of respiratory drive. In: *Regulation of Breathing*. Ed: T Horbein. New York, Dekker M, 1981.
32. Siafakas NM, Chang HK, Bonora M, Gaultier H, Milic-Emili J, Duron B. Time course of phrenic activity and respiratory pressures during airway occlusions in cats. *J Appl Physiol* 1981; 51:99-108.
33. Weinstein ST, Zavala DC, Ponseti I. Idiopathic scoliosis. Long-term follow up and prognosis in untreated patients. *J Bone Joint Surg* 1981; 63:702-712.