

Original

Modificaciones en la actividad del diafragma inducidas por laparotomía media y cambios en la rigidez de la pared abdominal

Joaquim Gea^{a,b,c,*}, Juan Bautista Gáldiz^{b,d}, Norman Comtois^a, Ercheng Zhu^a, Igor Salazkin^a, José Antonio Fiz^{a,e} y Alejandro Grassino^{a,e}

^a Hôpital de Notre-Dame, Université de Montréal, Montréal, Quebec, Canadá

^b Meakins-Christie Laboratories, McGill University, Montréal, Quebec, Canadá

^c Servei de Pneumologia-URMAR, Hospital del Mar-IMIM, Departament CEIX, Universitat Pompeu Fabra, Barcelona, CIBER de Enfermedades Respiratorias, España

^d Servicio de Neumología, Hospital de Cruces, Barakaldo, Universidad del País Vasco, Vizcaya, España

^e Servei de Pneumologia, Hospital Germans Trias i Pujol, Universitat Autònoma de Barcelona, Barcelona, España

INFORMACIÓN DEL ARTÍCULO

Historia del artículo:

Recibido el 17 de octubre de 2007

Aceptado el 20 de febrero de 2008

Palabras clave:

Diafragma
Cirugía abdominal
Prótesis abdominal
Longitud muscular

RESUMEN

Introducción y objetivos: la actividad del diafragma puede verse modificada por su longitud inicial. Nuestro objetivo ha sido evaluar la influencia de la cirugía y los cambios en la rigidez de la pared abdominal sobre la actividad del músculo.

Método: en 7 perros mestizos se estimularon eléctricamente ambos nervios frénicos con pulsos únicos supramáximos (*twitch*). Para evaluar la actividad del diafragma se determinaron las presiones generadas — gástrica ($P_{ga,tw}$) y transdiafragmática ($P_{di,tw}$)— y el acortamiento muscular (sonomicrometría). La respuesta diafragmática se obtuvo en situación basal, tras laparotomía media, con venda abdominal elástica y con prótesis rígida circular. A continuación se incrementó ligera y progresivamente la presión abdominal para conseguir el alargamiento sucesivo del diafragma.

Resultados: tras la laparotomía, las presiones fueron algo inferiores a las basales (12%). La banda elástica provocó un leve aumento de la presión generada por el diafragma (valores medios \pm error estándar. $P_{ga,tw}$: $4,2 \pm 0,3$ a $6,3 \pm 0,9$ cmH₂O, $p < 0,01$; $P_{di,tw}$: $12,1 \pm 2,0$ a $15,4 \pm 1,8$ cmH₂O, $p < 0,05$), que se incrementó aún más con la prótesis rígida ($P_{ga,tw}$: $12,6 \pm 1,5$ cmH₂O; $P_{di,tw}$: $20,2 \pm 2,3$ cmH₂O; $p < 0,01$ para ambas), a pesar de valores de acortamiento inferiores —un $57 \pm 5\%$ de la longitud inicial a capacidad funcional residual en situación basal, un $49 \pm 5\%$ con banda ($p < 0,05$) y un $39 \pm 6\%$ con prótesis ($p < 0,01$)—. Al alargar progresivamente el músculo, su efectividad contráctil aumentó hasta un punto (un 105% de la longitud a capacidad funcional residual) a partir del cual comenzó a declinar.

Conclusión: la rigidez de la pared abdominal desempeña un papel importante en la respuesta del diafragma a la estimulación. Esto parece deberse fundamentalmente a cambios en su longitud de reposo.

© 2007 SEPAR. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

Modifications of Diaphragmatic Activity Induced by Midline Laparotomy and Changes in Abdominal Wall Compliance

ABSTRACT

Introduction and Objective: Diaphragmatic activity varies with the initial length of the muscle. Our objective was to evaluate the influence of surgery and changes in abdominal wall compliance on diaphragmatic activity.

Methods: Both phrenic nerves in 7 mongrel dogs were stimulated electrically with single supramaximal pulses (*twitch*). The gastric (P_{ga}) and transdiaphragmatic (P_{di}) pressures generated and muscle shortening (sonomicrometry) were used to evaluate diaphragmatic activity, which was determined at baseline, after midline laparotomy, with an elastic abdominal bandage, and with a rigid circular cast. Abdominal pressure was then gradually increased in order to induce progressive lengthening of the diaphragm.

Results: After laparotomy, the pressures were somewhat lower (by 12%) than at baseline. The elastic bandage produced a slight increase in the pressure generated by the diaphragm (mean [SE] values: P_{ga} , from 4.2 [0.3] cm H₂O to 6.3 [0.9] cm H₂O, $P < .01$; P_{di} , from 12.1 [2.0] cm H₂O to 15.4 [1.8] cm H₂O, $P < .05$), and these values increased even further with the rigid cast (P_{ga} , to 12.6 [1.5] cm H₂O; P_{di} , to 20.2 [2.3] cm H₂O; $P < .01$ for both comparisons); this occurred despite smaller degrees of muscle shortening: by 57% [5%] of the initial length at functional residual capacity at baseline, by 49% [5%] with the bandage ($P < .05$), and by 39% [6%] with the cast ($P < .01$). With progressive lengthening of the muscle, its contractile

Keywords:

Diaphragm
Abdominal surgery
Abdominal cast
Muscle length

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: jgea@imim.es (J. Gea).

efficacy increased up to a certain point (105% of the length at functional residual capacity), after which it began to decline.

Conclusions: Abdominal wall compliance plays an important role in the diaphragmatic response to stimulation. This appears to be due mainly to changes in its length at rest.

© 2007 SEPAR. Published by Elsevier España, S.L. All rights reserved.

Introducción

El diafragma es el principal músculo inspiratorio en personas sanas. Su contracción y descenso, unidos a la retracción elástica del pulmón, condicionan un incremento de la negatividad de la presión pleural que, al transmitirse al espacio alveolar, provocará la entrada de aire en los pulmones. La contracción del diafragma depende de diversos factores. Entre otros, destaca la longitud inicial (en reposo) del músculo, que puede variar por cambios en la cavidad torácica, pero también por modificaciones en los elementos de la cavidad abdominal. Respecto de los primeros, sabemos que la hiperinsuflación pulmonar modifica la geometría del diafragma, aplanándolo y acortándolo, con efectos perjudiciales sobre su capacidad funcional^{1,2}. Es menos conocido, sin embargo, el efecto de los eventuales cambios en la rigidez de la pared abdominal. Éstos pueden condicionar a su vez modificaciones en la presión dentro de esa cavidad, alargando o acortando potencialmente el diafragma. Ejemplos de situaciones clínicas que pueden modificar la rigidez de la pared son la cirugía abdominal alta y la colocación de prótesis de reconstrucción de pared y fajas ortopédicas.

La estimulación del diafragma (*twitch*) es un método ampliamente aceptado para evaluar su función tanto en la clínica como en trabajos experimentales²⁻⁶. Esta técnica consiste en la estimulación eléctrica o magnética de ambos nervios frénicos simultáneamente. Entre sus ventajas sobre las maniobras máximas voluntarias, ya sean estáticas (p. ej., Muller) o dinámicas (p. ej., inhalación forzada o *sniff*), que se hallan más extendidas en la clínica diaria, está la posibilidad de aplicarla tanto a personas inconscientes o no colaboradoras como a animales de experimentación. Además, existe la certeza de que el reclutamiento incluye todo el diafragma, por lo que se acepta que la presión generada refleja la tensión o fuerza máxima de contracción del músculo. Entre las desventajas de la estimulación cabe mencionar el coste del instrumental específico y la necesidad de entrenamiento para la aplicación de la técnica e interpretación correcta de los resultados.

Este trabajo tiene como objetivo determinar la influencia de los cambios en la rigidez abdominal y en la longitud inicial in vivo del diafragma sobre su respuesta contráctil, utilizando para ello un modelo canino ya validado⁷⁻⁹.

Método

Animales de experimentación

El protocolo fue aprobado por el Comité Ético de Investigación Animal del Hôpital de Notre Dame de Montreal, y en todo momento se procuró reducir al mínimo el sufrimiento de los animales. Se anestesió con pentobarbital sódico (25 mg/kg por vía intravenosa) y se practicó una laparotomía media alta a 7 perros de raza mixta, con un peso de 20 a 25 kg. Durante el procedimiento quirúrgico se mantuvo anestesia inhalada con halotano. Se colocó a los animales en decúbito supino y se les ventiló mecánicamente (Mark-8 Respirator, Bird Corporation, Palm Springs, CA, EE.UU.) mediante un tubo endotraqueal. Tras la laparotomía se retiró la anestesia inhalada y los perros

respiraron espontáneamente a través del tubo endotraqueal. En esta fase del estudio se les mantuvo sin reflejo corneal y con la mandíbula relajada mediante dosis de mantenimiento de pentobarbital⁷⁻⁹. Además, se les mantuvo calientes a lo largo de todo el procedimiento con las lámparas quirúrgicas.

Técnicas

Estimulación eléctrica. Los electrodos, de tipo bipolar, se introdujeron por vía endovascular y se situaron en la vena yugular, con la punta en las proximidades de cada nervio frénico (fig. 1a)⁷. La estimulación se realizó mediante pulsos únicos bilaterales, de intensidad supramáxima (aproximadamente 8 V y 50 Hz, con 0,25 ms de duración)⁸. Para ello, en primer lugar se aumentó progresivamente el estímulo para cada nervio hasta alcanzar una respuesta máxima. A continuación se incrementó el estímulo en un 30% adicional. Los estímulos se administraron siempre al final de la espiración, mediante el control de la curva de presión esofágica y con la vía aérea ocluida. Se efectuaron al menos 3 maniobras reproducibles para cada situación.

Respuesta del diafragma. Se evaluaron tanto las presiones generadas como el acortamiento muscular. Las primeras se determinaron mediante sondas-balón colocadas en el esófago y el estómago (fig. 1a), conectadas a transductores de presión (Validyne MP45-18, Northridge, CA, EE.UU.) que se calibraron al inicio de cada estudio. La presión transdiafragmática ($P_{di_{tw}}$) se calculó a partir de la diferencia aritmética entre las presiones gástrica ($P_{ga_{tw}}$) y esofágica ($P_{es_{tw}}$)¹⁰. El acortamiento muscular se estudió por sonomicrometría; se obtuvieron la elongación inicial—longitud a capacidad funcional residual (l_{FRC})— y la velocidad e intensidad del acortamiento para cada hemidiafragma en su porción costal. Para ello se colocaron un par de cristales piezoeléctricos, en paralelo y sobre las mismas fibras musculares, separados entre sí 10–13 mm (fig. 1b), y conectados a un aparato de sonomicrometría (Triton Technology INC, San Diego, CA, EE.UU.). Los cristales se colocaron a través de la laparotomía, con cierre abdominal subsiguiente por planos. La longitud del diafragma en un momento dado, los acortamientos contráctiles o el eventual estiramiento instrumental se expresan como porcentajes de la longitud inicial del músculo en situación de reposo (l_{FRC}). La velocidad contráctil se expresa como porcentaje de la distancia recorrida (en relación con la longitud basal) por segundo (l_{FRC}/s).

Registro de los datos. Los pulsos de estimulación, así como las señales de presión, la longitud relativa de cada hemidiafragma y la presión arterial del animal, se recogieron en un polígrafo analógico de 8 canales (HP 7758 B, Hewlett-Packard, Palo Alto, CA, EE.UU.) y posteriormente se digitalizaron y analizaron (programa Anadat-Labdat, Rth-Info, Montreal, PQ, Canadá).

Banda elástica y prótesis abdominal. Se estudió qué efectos tendría en la respuesta contráctil del diafragma la colocación tanto de una banda elástica como de una prótesis rígida (yeso) alrededor del abdomen. Ambas se originaban en el apéndice xifoides y llegaban hasta las crestas ilíacas. En el caso de la prótesis, en la parte anterior y a la altura del mesogastrio se efectuó un orificio circular ocluido (fig. 1c), a través del cual se podía incrementar ligeramente la presión mediante un pistón accionado manualmente mediante un sistema de palanca.

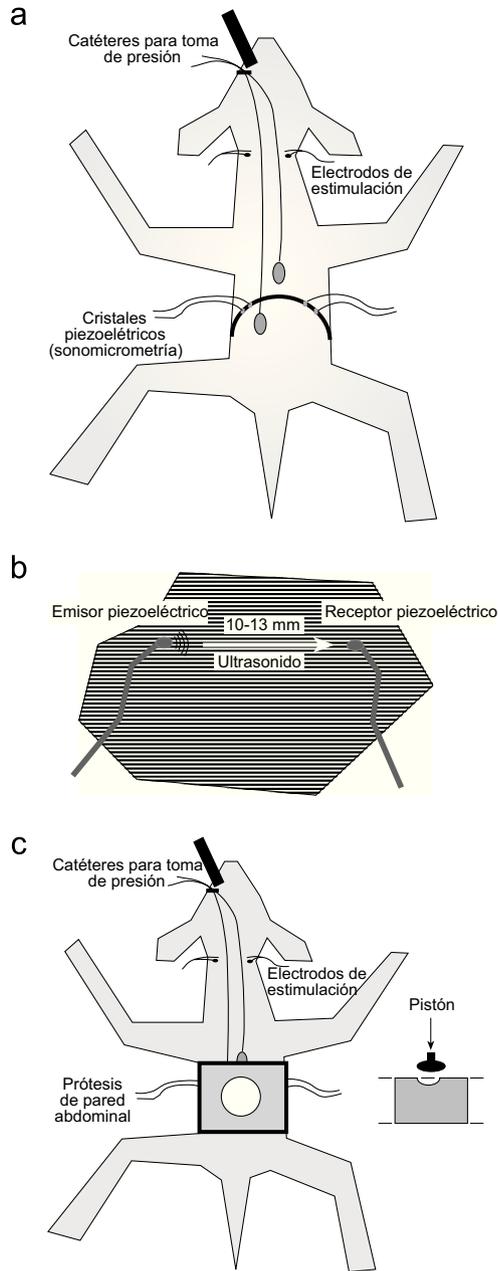


Figura 1. Representación esquemática del modelo animal: a) se observa la localización de los estimuladores eléctricos (vía intravascular, extremo cercano a los nervios frénicos), cristales piezoeléctricos de sonomicrometría (ambos hemidiafragmas costales) y sondas-balón para la determinación de las presiones gástrica y esofágica; b) detalle de la situación de los cristales piezoeléctricos en el músculo, para la determinación de la distancia entre ellos tanto en reposo como durante el ciclo de contracción-relajación, y c) localización de la prótesis abdominal, con el orificio ocluíble que permitía la administración de presión suplementaria.

Protocolo

Inicialmente se efectuó una determinación de las presiones basales. Durante la laparotomía y en las diversas situaciones posteriores se determinaron las presiones, así como las características de la contracción muscular resultante de la estimulación. En concreto, se determinaron: a) con el abdomen abierto; b) tras el cierre por sutura de la laparotomía; c) con el animal con la venda elástica colocada, y d) con la prótesis rígida de yeso sin presión adicional. Posteriormente se aplicaron 4 niveles progresivos de presión abdominal, con el fin de aumentar de forma

sucesiva la elongación del diafragma previa a la contracción. Al final del estudio se realizó el procedimiento de eutanasia de los animales mediante una sobredosis de pentobarbital.

Análisis estadístico

Todas las mediciones se expresan como media \pm error estándar. La comparación entre las diferentes situaciones se efectuó mediante un análisis de la variancia para medidas repetidas. Se utilizaron análisis de correlación (coeficiente de Pearson) y regresión múltiple cuando fue apropiado. El nivel de significación se estableció en 0,05.

Resultados

Efecto de la laparotomía

Durante la laparotomía, una vez colocados los cristales de sonomicrometría, la estimulación del diafragma provocaba su acortamiento sin generar apenas presión abdominal (fig. 2a), observándose únicamente cambios en la Pes_{tw} (fig. 2b). Tras el cierre de la sutura, la Pga_{tw} generada aumentó, aunque fue algo inferior a la basal precirugía (12%; $p < 0,05$), con similar tendencia para la Pdi_{tw} (tabla 1).

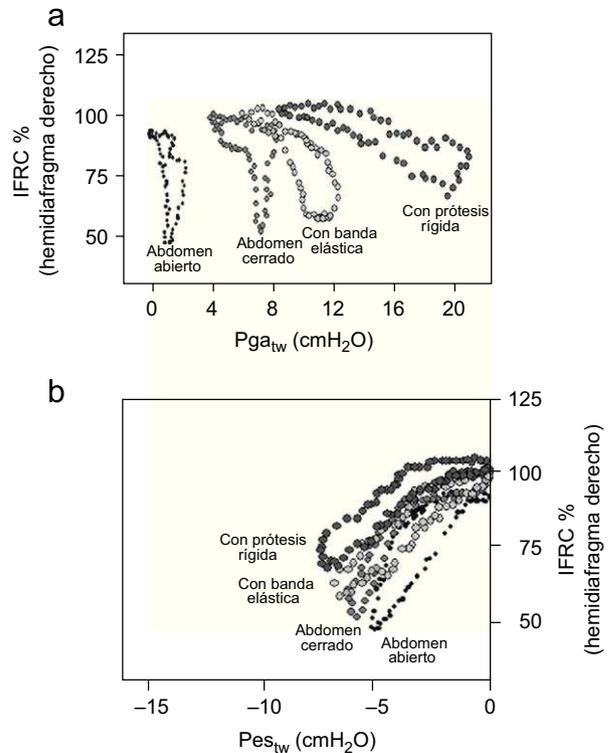


Figura 2. a: relaciones entre presión gástrica inducida por estimulación (Pga_{tw}) y longitud del hemidiafragma derecho—expresada como porcentaje de la longitud a capacidad funcional residual basal ($IFRC\%$)— durante la contracción y relajación muscular en uno de los animales y en diferentes situaciones. La presión gástrica se ha representado aquí en sus valores absolutos (lo que explica el desplazamiento progresivo hacia la derecha, a medida que se incrementa la presión abdominal en reposo). El valor correspondiente a la actividad del diafragma (secuencia temporal en dirección horaria, con la contracción en el lado derecho de cada bucle y la relajación en el izquierdo) es, en cambio, la diferencia entre el valor basal y el máximo. b: relaciones entre presión esofágica inducida por estimulación (Pes_{tw}) y longitud en el mismo hemidiafragma (animal y situaciones anteriores). En este caso, la presión inicial se ha normalizado a cero.

Tabla 1

Valores medios (\pm error estándar) para las distintas variables de presión, acortamiento muscular y velocidad de contracción antes y después de la colocación de la banda elástica y de la prótesis rígida abdominal, y ante sucesivos valores de presión adicional sobre la pared abdominal anterior

	Pga _{tw} (cmH ₂ O)	Pdi _{tw} (cmH ₂ O)	Acortamiento global (iFRC%)	Acortamiento HDD (iFRC%)	Acortamiento HDI (iFRC%)	Velocidad global (iFRC%/s)
Basal	4,8 \pm 0,5	13,1 \pm 1,3	-	-	-	-
Tras laparotomía	4,2 \pm 0,3 ^a	12,1 \pm 2,0	57 \pm 5	57 \pm 8	56 \pm 7	3,8 \pm 0,2
Banda elástica	6,3 \pm 0,9 ^b	15,4 \pm 1,8 ^c	49 \pm 5 ^c	49 \pm 8 ^c	48 \pm 7 ^c	3,5 \pm 0,2 ^c
Prótesis simple	12,6 \pm 1,5 ^b	20,2 \pm 2,3 ^b	39 \pm 6 ^b	44 \pm 9 ^c	35 \pm 8 ^b	3,0 \pm 0,3 ^b
Prótesis+P1	15,4 \pm 1,7 ^b	23,1 \pm 2,4 ^b	20 \pm 6 ^b	21 \pm 7 ^b	19 \pm 7 ^b	3,1 \pm 0,2 ^b
Prótesis+P2	18,3 \pm 2,0 ^b	26,3 \pm 3,1 ^b	20 \pm 6 ^b	21 \pm 8 ^b	19 \pm 6 ^b	3,2 \pm 0,3 ^b
Prótesis+P3	13,1 \pm 1,5 ^b	21,6 \pm 2,3 ^b	17 \pm 5 ^b	17 \pm 6 ^b	17 \pm 5 ^b	3,1 \pm 0,2 ^b
Prótesis+P4	10,9 \pm 1,2 ^b	19,5 \pm 2,1 ^b	14 \pm 6 ^b	15 \pm 6 ^b	14 \pm 6 ^b	3,1 \pm 0,2 ^b

HDD: hemidiafragma derecho; HDI: hemidiafragma izquierdo; iFRC%: porcentaje de la longitud inicial del músculo a capacidad funcional residual; P1, P2, P3 y P4: incrementos instrumentales de presión abdominal de 20; 40; 60, y 70 cmH₂O, respectivamente; Pdi_{tw}: presión transdiafragmática derivada; Pga_{tw}: presión gástrica inducida por estimulación eléctrica supramáxima.

^a p < 0,05 con respecto al punto basal (precirugía).

^b p < 0,01 respecto de la determinación tras la laparotomía.

^c p < 0,05 respecto de la determinación tras la laparotomía.

Efecto de la banda abdominal elástica y la prótesis rígida

Fundamentalmente, la colocación de la banda abdominal y de la prótesis dio lugar a un alargamiento moderado (un 5 y un 8%, respectivamente, de la iFRC). Estos alargamientos mostraron una excelente correlación ($r = 0,983$; $p < 0,001$) y fueron además similares para ambos hemidiafragmas. La estimulación subsiguiente provocó unas presiones superiores a las obtenidas con el abdomen libre, a pesar del menor grado de acortamiento observado. En la tabla 1 se muestran los valores medios de las presiones resultantes, el acortamiento muscular y la velocidad de éste antes y tras la colocación de las mencionadas venda elástica y prótesis rígida. De hecho, tanto la Pga_{tw} como la Pdi_{tw} inducidas por estimulación mostraron incrementos importantes (un 50 y un 27%, respectivamente, con la banda, y un 200 y un 66% con la prótesis rígida). Por el contrario, el grado de acortamiento del músculo durante la contracción disminuyó un 15 y un 31%, respectivamente, a expensas fundamentalmente del hemidiafragma izquierdo (un 15 y un 39% frente a un 14 y un 24% para el derecho). La velocidad de la contracción se modificó ligeramente con el vendaje y la prótesis rígida abdominales: pasó (media \pm error estándar) de 3,8 \pm 0,2 a 3,5 \pm 0,2 y de 3,5 \pm 0,2 a 3,0 \pm 0,3 iFRC/s, respectivamente. En la figura 2 se representan las relaciones de la longitud con la Pga_{tw} y Pes_{tw} durante la laparotomía, tras cerrar el abdomen y después de la colocación de la venda elástica y de la prótesis rígida.

Efecto de la elongación del músculo

Por otra parte, al incrementar de forma progresiva la presión, la elongación del músculo aumentó sucesivamente. A un determinado nivel (aproximadamente un 105% de la iFRC) la efectividad de la contracción fue máxima (fig. 3). En este punto, pequeños grados de acortamiento muscular daban lugar a grandes cambios de presión. A partir de ahí, a medida que la longitud de reposo se alejaba de la iFRC, la efectividad de la contracción descendía (fig. 3).

Conclusiones y discusión

Este trabajo confirma que la respuesta del diafragma disminuye ligeramente tras la cirugía abdominal y mejora con la colocación tanto de una venda elástica como de una prótesis

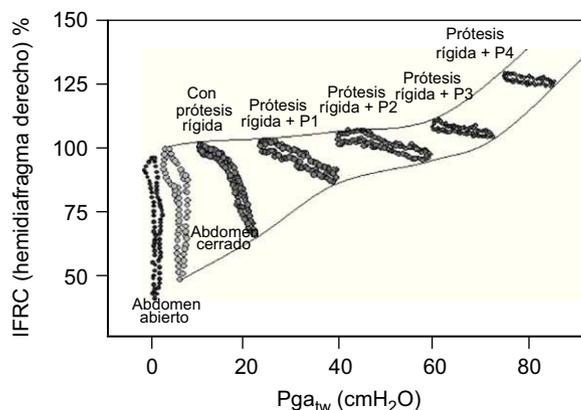


Figura 3. Relaciones entre presión gástrica inducida por estimulación (Pga_{tw}) y longitud inicial del hemidiafragma derecho (iFRC%), durante la contracción y relajación muscular en otro de los animales. Nuevamente, la Pga_{tw} aparece en valores absolutos. Las diferentes situaciones incluyen aquí la administración suplementaria de presión (P1, P2, P3 y P4: incrementos instrumentales de presión abdominal de 20; 40; 60, y 70 cmH₂O, respectivamente), con sucesivas elongaciones musculares, y observación de una longitud óptima (L₀, cercana a capacidad funcional residual). Por debajo y por encima de ésta, la contracción pierde eficacia. Las líneas paralelas muestran la predicción para n elongaciones entre los valores reales incluidos en el estudio.

rígida, en animales anestesiados con pentobarbital. La mejoría parece deberse fundamentalmente a cambios en la longitud del músculo, que se acerca a su punto óptimo de contracción, muy cercano a la situación fisiológica de reposo del sistema respiratorio (capacidad funcional residual).

Se sabe que la respuesta contráctil del diafragma depende del volumen pulmonar a que se produce la contracción máxima, ya sea ésta voluntaria^{11,12} o inducida por estimulación¹². A mayor volumen pulmonar, menor valor de presión. Este fenómeno se ha relacionado con el grado inicial de elongación muscular a que se produce la contracción. Para minimizar la influencia del volumen pulmonar en la respuesta muscular, en el presente trabajo se han efectuado las estimulaciones siempre al final de la espiración y con la vía aérea ocluida. La fuerza del diafragma también puede verse afectada, aunque más discretamente, por la disposición espacial de su curvatura y la configuración toracoabdominal¹²⁻¹⁵. En concreto, el componente abdominal parece tener tanta importancia como el de la caja torácica, aunque en las enfermedades respiratorias predomina el peso de este segundo elemento. Por otra parte, la influencia de los componentes abdominales en la

fuerza que el diafragma pueda desarrollar también parece fundamentalmente relacionada con la elongación inicial del músculo. En efecto, se sabe que la colocación de una prótesis abdominal rígida aumenta la respuesta mecánica (presión) y eléctrica (señal del electromiograma) del diafragma ante la estimulación^{3,16-18}. Sin embargo, este fenómeno no se ha estudiado en profundidad desde el punto de vista de las características de la propia contracción. Se cree que si la pared abdominal es más rígida la contracción del diafragma no perdería parte de su efectividad para desplazar las vísceras y la propia pared abdominal^{19,20}. También se ha planteado la posibilidad de que se modifique la longitud inicial del diafragma y así se consiga una optimización de su contracción. Finalmente, se ha apuntado asimismo que un vendaje abdominal retrasaría el descenso del diafragma, al limitar la expansión de la cavidad¹⁸, lo que disminuiría su velocidad de contracción. Para documentar tanto las variaciones en la longitud basal del músculo como el grado real de acortamiento y la velocidad de contracción es necesario contar con una técnica como la sonomicrometría que permita evaluarlas directamente.

En este estudio se confirma que la cirugía abdominal alta condiciona una peor capacidad contráctil del diafragma. Se sabe que esto tiene consecuencias clínicas y fisiológicas importantes, como la formación de atelectasias basales, el desarrollo de neumonías, la disminución de la capacidad funcional residual y de la capacidad vital²¹⁻²⁴. Se cree además que esta disfunción no está ligada a la lesión accidental del músculo o a su manipulación, sino que depende sobre todo de factores extrínsecos. Entre otros se han apuntado el dolor y la inhibición muscular por aferentes viscerales^{25,26}. Sea una u otra la causa, el acortamiento contráctil muscular parece menor tras una laparotomía²², y la alteración perdura hasta el décimo día²², aunque no todos los autores han podido observar este fenómeno²¹. Un factor adicional sería la ligera pérdida de rigidez de la pared tras la incisión y posterior sutura del abdomen. En nuestro estudio no podemos establecer la(s) causa(s) de la pérdida funcional, pero sí descartar algún factor, como, por ejemplo, la limitación por dolor abdominal, ya que, aunque no se administró analgesia adicional a los animales, la estimulación supramáxima carece del componente de voluntariedad. La ausencia implícita de sonomicrometría previa a la cirugía no nos permite valorar la pérdida de rigidez de la pared o su influencia en la longitud de reposo muscular tras la intervención. Por consiguiente, tanto este último mecanismo como el antes citado de la inhibición refleja podrían ser los responsables del deterioro funcional del músculo. Sin embargo, la mejoría posterior de la contractilidad con un discreto vendaje parece indicar que la rigidez de la pared abdominal tendría cierto papel.

Por otro lado, hemos podido observar que la colocación tanto de la venda elástica como de la prótesis rígida da lugar al alargamiento del diafragma. Con él, el músculo es capaz de generar mayores presiones con menores grados de acortamiento (es decir, de contracción). Estudios anteriores, realizados mediante estimulación de los músculos abdominales, han mostrado que su contracción mejora la longitud del diafragma y le permite desarrollar presiones mayores²⁷. Algo similar, aunque en menor intensidad, ocurre con prótesis rígidas colocadas alrededor del abdomen^{3,16-18}. El presente trabajo corrobora que la mejoría se produce incluso con un ligero vendaje elástico y que es debida, al menos parcialmente, a una longitud inicial del músculo más favorable. También podrían desempeñar un papel los cambios observados en la velocidad de acortamiento del músculo¹⁸.

Finalmente, este trabajo confirma que aumentos posteriores de la elongación inicial del diafragma permiten obtener sucesivamente mejores rendimientos hasta alcanzar la longitud óptima. A partir de ésta, aumentar la longitud de reposo del músculo no permite obtener mayores presiones. En otras palabras, el estudio

corroboraba también in vivo la existencia de una longitud óptima, a la que el músculo trabaja de un modo más eficaz. Esto coincide con estudios precedentes realizados in vitro con fragmentos musculares²⁸⁻³⁰.

En cuanto a las potenciales limitaciones del estudio, debe tenerse en cuenta que la señal gástrica es la más valiosa para la valoración de la actividad diafragmática, ya que la señal esofágica ($P_{es_{tw}}$) puede verse influida por contracciones esofágicas debidas también a la propia estimulación¹⁸. Esa interferencia, que comúnmente se acepta en este tipo de estudios, pudo haber afectado también de forma indirecta a la señal de la $P_{di_{tw}}$, al tratarse de una variable derivada.

Respecto al eventual efecto de la anestesia en la mecánica muscular, se sabe que el pentobarbital puede reducir algo la actividad de los músculos respiratorios³¹. Sin embargo, este efecto se considera de pequeña magnitud³², no modifica la contribución relativa de los diferentes músculos respiratorios³² y es muy inferior al de sus alternativas inhaladas³³. Por ello, el tipo de sedación empleado en el presente estudio se ha utilizado ampliamente en los trabajos de mecánica muscular^{7-9,33,34}. Además, se tomó la precaución de que el factor de sedación fuera estable a lo largo de todas las situaciones en que se modificó la rigidez de la pared abdominal.

En cuanto a las implicaciones clínicas de las observaciones de este trabajo, son varias. Por un lado, las que afectan a la propia técnica de estimulación del diafragma. Ésta se confirma como útil en la investigación de las características contráctiles del músculo, pero siempre que se controle una serie de factores no sólo torácicos, sino también abdominales, ya que los elementos ortopédicos o las ropas apretadas pueden modificar la respuesta. Esto debería también tenerse en cuenta cuando se realizan maniobras de contracción muscular voluntaria o cuando se utiliza la técnica de estimulación magnética del diafragma³⁵, situaciones en que este factor a menudo se subestima.

Además, podemos concluir que la cirugía abdominal per se tiene efectos poco importantes sobre la contractilidad diafragmática en un animal (y probablemente en un individuo) sano. Sin embargo, la ligera pérdida de función podría ser relevante en un paciente intervenido quirúrgicamente que asocie una afección pulmonar como la enfermedad pulmonar obstructiva crónica o el asma agudizada. En este caso, el diafragma se hallaría ya en una mala posición contráctil y las resistencias que el músculo debe vencer estarían aumentadas como consecuencia de la propia mecánica de la enfermedad (hiperinsuflación) y de la eventual acumulación de secreciones. En estos casos, junto a una correcta analgesia postoperatoria, quizá pueda plantearse la colocación de un vendaje abdominal, por sus ventajas a la hora de restaurar una buena longitud del diafragma.

Finalmente cabe reflexionar sobre la posibilidad de mejorar la contracción llevando la longitud inicial del diafragma un poco por encima de la capacidad funcional residual. Esto podría ser de interés en pacientes con enfermedad pulmonar obstructiva crónica, en quienes los cambios en la mecánica torácica ya han provocado el aplanamiento y acortamiento del músculo. Quizá algún tipo de mejora en la impedancia abdominal podría ayudarlos a contrarrestar la hiperinsuflación y evitar el atrapamiento aéreo dinámico, sobre todo en situaciones de esfuerzo o en las agudizaciones. De hecho, algunos trabajos han demostrado que con una faja abdominal se obtienen mayores presiones respiratorias, y algunos autores incluso recomiendan su uso durante la determinación de estas últimas^{10,16}, aunque otros critican este método al opinar que implica una sobrevaloración de la capacidad funcional real del diafragma³⁶.

En conclusión, no debe olvidarse que la capacidad contráctil del diafragma depende no sólo del propio músculo y de las características de la caja torácica y los órganos que se hallan en su

interior, sino también de la cavidad abdominal y sus componentes. Tanto la cirugía como diversos factores externos (vendajes, prótesis y quizá elementos del vestuario) pueden modificar las características de estos últimos y afectar a la funcionalidad del músculo, lo que sería de especial importancia en pacientes con enfermedades respiratorias.

Financiación

Estudio financiado con una beca del Medical Research Council de Canadá. La estancia de J. Gea y J.B. Gáldiz fue financiada con una ayuda BAE del Fondo de Investigaciones Sanitarias (FIS) del Ministerio de Sanidad de España.

Bibliografía

1. Gea J. Enfermedades del diafragma y de los músculos ventilatorios. En: Ferreras P, Rozman C, editores. Medicina interna. 15.^a ed. Madrid: Elsevier; 2004. p. 853–7.
2. Similowski T, Yan S, Gauthier AP, Macklem PT, Bellemare F. Contractile properties of the human diaphragm during chronic hyperinflation. *N Engl J Med*. 1991;325:917–23.
3. Bellemare F, Bigland-Ritchie B. Assessment of human diaphragm strength and activation using phrenic nerve stimulation. *Resp Physiol*. 1984;58:263–77.
4. Aubier M, Murciano D, Lecocguic Y, Viires N, Pariente R. Bilateral phrenic stimulation: a simple technique to assess diaphragmatic fatigue in humans. *J Appl Physiol*. 1985;58:58–64.
5. McKenzie DK, Gandevia SC. Phrenic nerve conduction times and twitch pressures of the human diaphragm. *Am Physiol Society*. 1985;58:1496–504.
6. Luo IM, Hart N, Mustafa N, Man WD, Rafferty GF, Polkey MI, et al. Reproducibility of twitch and sniff transdiaphragmatic pressures. *Respir Physiol Neurobiol*. 2002;132:301–6.
7. Hu F, Comtois A, Shadram E, Grassino A. Effect of separate hemidiaphragm contraction on left phrenic artery flow and O₂ consumption. *J Appl Physiol*. 1990;69:86–90.
8. Hu F, Comtois A, Grassino AE. Contraction-dependent modulations in regional diaphragmatic blood flow. *J Appl Physiol*. 1990;68:2019–28.
9. Sinderby C, Lindström L, Comtois N, Grassino AE. Effects of diaphragm shortening on the mean action potential conduction velocity in canines. *J Physiol*. 1996;490:207–14.
10. Laporta D, Grassino A. Assessment of transdiaphragmatic pressure in humans. *J Appl Physiol*. 1985;58:1469–76.
11. Agostini E, Rahn H. Abdominal and thoracic pressures at different lung volumes. *J Appl Physiol*. 1960;15:1087–92.
12. Hubmayr RD, Litchy WJ, Gay PC, Nelson SB. Transdiaphragmatic twitch pressure: effects of lung volume and chest wall shape. *Am Rev Respir Dis*. 1989;139:647–52.
13. Braun NMT, Arora NS, Rochester DF. Force-length relationship of the normal human diaphragm. *J Appl Physiol*. 1982;53:405–12.
14. Loring SH, Mead J, Griscom NT. Dependence of diaphragmatic length on lung volume and thoracoabdominal configuration. *J Appl Physiol*. 1985;59:1961–70.
15. Grassino A, Goldman MD, Mead J, Sears TA. Mechanics of the human diaphragm during voluntary contraction: statics. *J Appl Physiol*. 1978;44:829–39.
16. Koulouris N, Mulvey DA, Laroche CM, Goldstone J, Moxham J, Green M. The effect of posture and abdominal binding on respiratory pressures. *Eur Respir J*. 1989;2:961–5.
17. Sieck GC, Fournier M. Diaphragm motor recruitment during ventilatory and nonventilatory behaviors. *J Appl Physiol*. 1989;66:2539–45.
18. Ferguson GT. Use of twitch pressures to assess diaphragmatic function and central drive. *J Appl Physiol*. 1994;77:1705–15.
19. Bellemare F, Grassino A. Effect of pressure and timing of contraction on human diaphragm fatigue. *J Appl Physiol*. 1982;53:1190–5.
20. Bellemare F, Bigland-Ritchie B, Woods JJ. Contractile properties of the human diaphragm in vivo. *J Appl Physiol*. 1986;61:1153–61.
21. Dureuil B, Viirès N, Cantineau JP, Aubier M, Desmots JM. Diaphragmatic contractility after upper abdominal surgery. *J Appl Physiol*. 1986;61:1775–80.
22. Easton PA, Fitting JW, Arnoux R, Guerraty A, Grassino AE. Recovery of diaphragm function after laparotomy and chronic sonomicrometer implantation. *J Appl Physiol*. 1989;66:613–21.
23. Ford GT, Whitelaw WA, Rosenal TW, Cruse PJ, Guenter CA. Diaphragm function after upper abdominal surgery in human. *Am Rev Respir Dis*. 1983;127:431–6.
24. Simonneau G, Vivien A, Sartene R, Kuntslinger F, Samii K, Noviant Y, et al. Diaphragm dysfunction induced by upper abdominal surgery. *Am Rev Respir Dis*. 1983;128:899–903.
25. Prabhakar NR, Marek W, Loeschcke HH. Altered breathing pattern elicited by stimulation of abdominal visceral afferents. *J Appl Physiol*. 1985;58:1755–60.
26. Katagiri H, Katagiri M, Kieser TM, Easton PA. Diaphragm function during sighs in awake dogs after laparotomy. *Am J Respir Crit Care Med*. 1998;157:1085–92.
27. Farkas GA, Rochester DF. Characteristics and functional significance of canine abdominal muscles. *J Appl Physiol*. 1988;65:2427–33.
28. Kim MJ, Druz WS, Sharp JT. Effect of muscle length on electromyogram in a canine diaphragm strip preparation. *J Appl Physiol*. 1985;58:1602–7.
29. McCully KK, Faulkner JA. Length-tension relationship of mammalian diaphragm muscles. *J Appl Physiol*. 1983;54:1681–6.
30. Sant'Ambrogio G, Saibene F. Contractile properties of the diaphragm in some mammals. *Respir Physiol*. 1970;10:349–57.
31. Chang FC. Effects of pentobarbital on respiratory functional dynamics in chronically instrumented guinea pigs. *Brain Res Bull*. 1991;26:123–32.
32. Siafakas NM, Bonora M, Duron B, Gautier H, Milic-Emili J. Dose effect of pentobarbital sodium on control of breathing in cats. *J Appl Physiol*. 1983;55:1582–92.
33. Warner DO, Joyner MJ, Ritman EL. Anesthesia and chest wall function in dogs. *J Appl Physiol*. 1994;76:2802–13.
34. Gáldiz JB, Palacio J, Álvarez FJ, Hernández N, Mariñán M, Gea J. Estructura básica de los músculos respiratorios y periféricos en el perro Beagle. *Arch Bronconeumol*. 2002;38:272–7.
35. Martínez-Llorens J, Coronell C, Ramírez-Sarmiento A, Orozco-Levi M, Espadaler JM, Bautista Gáldiz J, ENIGMA in COPD, et al. Fuerza máxima del diafragma en la EPOC: estimulación magnética cervical frente a la clásica maniobra de inhalación forzada. *Arch Bronconeumol*. 2006;42:509–15.
36. Hillman DR, Markos J, Finucane KE. Effect of abdominal compression on maximum transdiaphragmatic pressure. *J Appl Physiol*. 1990;68:2296–304.