

Nuevas aplicaciones de la resonancia magnética en el tórax

G. Peces-Barba

Servicio de Neumología. Fundación Jiménez Díaz. Madrid.

Las imágenes obtenidas por resonancia magnética (RM) aplicadas al campo de la neurología y la ortopedia han alcanzado cotas de espectacularidad por el contraste y resolución logrados con las mismas. El tórax, sin embargo, se ha visto menos favorecido por este desarrollo y los grandes avances se han dirigido principalmente hacia el desarrollo de la TC helicoidal de alta resolución, quedando la RM sólo para casos de evaluación de las masas mediastínicas, los tumores del sulcus superior y de la aorta torácica.

El pulmón está fundamentalmente constituido por aire, por lo que la escasa presencia de protones, procedentes del agua presente en el tejido y la sangre, proporciona una señal muy baja para la reconstrucción de imágenes clásicas de RM basadas en este núcleo. Además, la peculiar estructura pulmonar, con presencias repetidas de interfases aire-tejido, disminuye y artefacta aún más la señal obtenida con esta técnica convencional o de protón. Para conseguir imágenes del parénquima debe captarse la débil señal antes de que decaiga. Esto se logra disminuyendo los tiempos efectivos de muestreo, con lo que se consigue demostrar determinadas anomalías del parénquima pulmonar existentes en algunas enfermedades^{1,2}.

Para mejorar su rendimiento, las aplicaciones se han derivado hacia la captación de imágenes proporcionadas por agentes de contraste dirigidos al estudio de la perfusión, por una parte, y al estudio del espacio aéreo, por otra. Si se utilizan agentes de contraste, la capacidad de realizar secuencias ultrarrápidas de imágenes, de hasta 2 ms, permite realizar un mapeo completo de la vascularización pulmonar hasta la quinta o sexta generación, así como de la perfusión, durante el tiempo que dura una apnea, incluyendo las reconstrucciones tridimensionales de las imágenes y el análisis tanto de los lechos arteriales como de la perfusión de las distintas zonas pulmonares³⁻⁵; asimismo, ha demostrado ser útil en el diagnóstico del tromboembolismo pulmonar en pacientes con sospecha de padecer esta patología⁶.

La valoración del espacio aéreo requiere la administración del contraste inhalado en forma de gas o de aerosol. Se han hecho pruebas con gadolinio aerosolizado⁷, hexafluoruro de azufre⁸ y oxígeno al 100% inhalados, ya que tienen un magnetismo propio⁹, pero los resultados han sido muy limitados, las imágenes que se han obtenido no ofrecen suficiente definición y, por aho-

ra, no tendrían aplicación clínica. La introducción de los gases nobles hiperpolarizados ha abierto, en cambio, un nuevo campo de posibilidades por tratarse de gases no tóxicos que facilitan la obtención de unas señales más intensas para la reproducción de las imágenes y la aplicación de análisis dinámicos y de funcionalidad. Se han publicado imágenes obtenidas con ¹²⁹Xe, pero las de mayor calidad las proporciona el ³He, aunque éste tiene el inconveniente de ser un gas muy escaso en nuestro medio. Para mejorar sus propiedades magnéticas, el ³He debe sufrir un proceso denominado "hiperpolarización", en general mediante bombardeo óptico, y cuidadosamente conservado en un campo magnético homogéneo hasta el momento de su aplicación. Fuera de estas condiciones se despolariza y pierde sus propiedades magnéticas. El gas debe administrarse con el sujeto ya instalado en el campo magnético del instrumento de RM, para que mantenga íntegras sus propiedades. Cuando recibe la radiofrecuencia necesaria para la captura de imágenes se despolariza, y para volver a utilizarlo hay que empezar de nuevo el proceso de hiperpolarización.

La utilización de ³He permite, en principio, 4 tipos de procesos de imágenes: la imagen anatómica convencional, el cálculo de las constantes de ventilación, la estimación de las concentraciones intrapulmonares de oxígeno y el cálculo de los coeficientes aparentes de difusión (ADC).

La imagen anatómica que actualmente ha llegado a obtenerse dista mucho de admitir comparación con las imágenes que proporciona la TC de alta resolución. Se han publicado imágenes tridimensionales impactantes¹⁰, pero poco realistas en cuanto a las posibilidades de aplicación clínica por la gran cantidad de gas ³He utilizado y su consiguiente coste elevado. Las constantes de ventilación se calculan a partir de la intensidad de señal, píxel a píxel, que se va captando durante una inspiración¹². Una adquisición de imágenes ultrarrápidas permite obtener, por ejemplo, hasta más de 600 imágenes durante una inspiración. Esta técnica podría suponer una interesante aportación funcional, aunque por ahora sin validar, y de interés para efectuar comparaciones con las variables conocidas en la fisiopatología respiratoria en el análisis de la distribución de la ventilación^{13,14}. La interacción entre los átomos de ³He y O₂, con despolarización del primero en presencia del segundo, ha servido para estimar un mapa de concentraciones de oxígeno intrapulmonar dependiendo de la intensidad de señal emitida por el ³He¹¹. Esta estimación, en principio atractiva, tiene en cambio la limitación de que existen otras variables que pueden influir en la cantidad de ³He en una determinada zona pulmonar, principalmente las debidas a

Correspondencia: Dr. G. Peces-Barba Romero.
Avda. Reyes Católicos, 2. 28040 Madrid.
Correo electrónico: gpecesba@fjd.es

Recibido: 3-6-2002; aceptado para su publicación: 18-6-2002.

las alteraciones en la distribución de la ventilación, que deben tenerse en cuenta para validarlo. Por último, el ADC mide la capacidad de homogeneización de la concentración de ^3He dentro de un espacio. Ello dependerá del coeficiente de difusión del ^3He y del volumen del espacio en el cual debe homogeneizarse¹⁵. En espacios más amplios, el ADC es mayor. De esta forma, se puede hacer una estimación de los tamaños de los espacios alveolares que sirva de referencia para el diagnóstico del enfisema pulmonar. Algunos estudios experimentales en animales con enfisema inducido ya han llevado a cabo la comparación de los ADC con datos morfométricos de medidas de los espacios aéreos (L_M)¹⁶. También se ha comprobado la existencia de una alta correlación estadística entre los valores de ADC y las superficies alveolares internas, así como una similitud en la distribución de los histogramas de frecuencias de los valores de ADC y de superficies alveolares¹⁷. En una primera aproximación de la aplicación de esta técnica en pacientes con enfisema pulmonar, se ha podido demostrar que el valor de los ADC es significativamente mayor en éstos que en los controles y se correlaciona con el valor de FEV₁. También se demostró que los ADC son más elevados en las regiones pulmonares superiores, lo que indica una mayor presencia de enfisema, excepto en dos casos con enfisema por déficit de alfa-1-antitripsina donde se detectó una mayor afección de las regiones inferiores¹⁸.

Estos prometedores resultados indican que el mapa de valores de ADC obtenido por RM de ^3He podría ser la herramienta esperada para la detección precoz del enfisema pulmonar y, por tanto, del 20% de fumadores susceptibles de padecerlo. Las técnicas de función pulmonar no han llegado a detectar el enfisema incipiente y la TC, aunque proporciona excelentes imágenes, tiene por ahora una capacidad de resolución espacial limitada para la definición de los espacios aéreos más distales^{19,20} y pierde sensibilidad en la detección del enfisema leve²¹.

Sin embargo, por ahora sigue siendo prematuro asumir que el mapa de los ADC pueda representar la realidad de la estructura histológica pulmonar. Los ADC son datos no basados directamente en una imagen, sino cálculos funcionales que tienen en cuenta el coeficiente de difusión del ^3He en un espacio aéreo irregular donde este gas debe acceder. Para ello, debe primero superar los desequilibrios existentes en la distribución de la ventilación desde la boca hasta el espacio aéreo distal y asumir que éste no es irregular. Conocemos en qué medida la presencia de enfisema puede afectar a la distribución de la ventilación^{13,14}, pero no su implicación en estas nuevas variables funcionales que se obtienen a partir de la RM. En este sentido, la neumología, especialidad responsable del estudio de la función pulmonar, debe asumir el desarrollo de estas nuevas técnicas, en este caso en colaboración con las especialidades de radiología y de las ramas de la física dirigidas a la aplicación de la RM en la medicina. Las imágenes funcionales que proporcionan los análisis de los ADC y de las constantes de ventilación abren la posibilidad de comparar por primera vez los conocidos parámetros de morfometría y de función con otros nuevos, también de función, pero procedentes del análisis de unas imágenes, no del laboratorio de fisiopatología respiratoria.

BIBLIOGRAFÍA

- Hatabu H, Gefter WB, Konishi J, Kressel HY. Magnetic resonance approaches to the evaluation of pulmonary vascular anatomy and physiology. *Magn Reson Q* 1991;7:208-25.
- Mai VM, Knight-Scott J, Berr SS. Improved visualization of the human lung in 1H MRI using multiple inversion recovery for simultaneous suppression of signal contributions from fat and muscle. *Magn Reson Med* 1999;41:866-70.
- Hatabu H, Gefter WB, Axel L, Palevsky HI, Cope C, Reichel N, et al. MR imaging with spatial modulation of magnetization in the evaluation of chronic central pulmonary thromboemboli. *Radiology* 1994;190:791-6.
- Hatabu H, Gefter WB, Listerud J, Hoffman EA, Axel L, McGowan JC 3rd, et al. Pulmonary MR angiography utilizing phased-array surface coils. *J Comput Assist Tomogr* 1992;16:410-7.
- Callot V, Canet E, Brochet J, Viallon M, Humblot H, Briguet A, Tournier H, Cremillieux Y. MR perfusion imaging using encapsulated laser-polarized ^3He . *Magn Reson Med*. 2001;46:535-40
- Meaney JF, Weg JG, Chenevert TL, Stafford-Johnson D, Hamilton BH, Prince MR. Diagnosis of pulmonary embolism with magnetic resonance angiography. *N Engl J Med* 1997;336:1422-7.
- Misselwitz B, Muhler A, Heinzelmann I, Bock JC, Weinmann HJ. Magnetic resonance imaging of pulmonary ventilation. Initial experiences with a gadolinium-DTPA-based aerosol. *Invest Radiol* 1997;32:797-801.
- Kauczor HU, Chen XJ, Van Beek EJ, Schreiber WG. Pulmonary ventilation imaged by magnetic resonance: at the doorstep of clinical application. *Eur Respir J* 2001;17:1008-23.
- Mai VM, Chen Q, Bankier AA, Edelman RR. Multiple inversion recovery MR subtraction imaging of human ventilation from inhalation of room air and pure oxygen. *Magn Reson Med* 2000;43:913-6.
- Hedlund LW, Moller HE, Chen XJ, Chawla MS, Cofer GP, Johnson GA. Mixing oxygen with hyperpolarized ^3He for small-animal lung studies. *NMR Biomed* 2000;13:202-6.
- Deninger AJ, Eberle B, Ebert M, Grossmann T, Hanisch G, Heil W, et al. ^3He -MRI-based measurements of intrapulmonary pO₂ and its time course during apnea in healthy volunteers: first results, reproducibility, and technical limitations. *NMR Biomed* 2000;13:194-201.
- Viallon M, Cofer GP, Suddarth SA, Moller HE, Chen XJ, Chawla MS, et al. Functional MR microscopy of the lung using hyperpolarized ^3He . *Magn Reson Med* 1999;41:787-92.
- González-Mangado N, Peces-Barba G, Cabanillas JJ, Renedo G, Verbáncsek S, Paiva M. Effect on single breath washout and lung function of elastase induced emphysema in rats. *Am J Respir Crit Care Med* 1993;148:975-81.
- Rubio ML, Sánchez-Cifuentes MV, Peces-Barba G, Verbáncsek S, Paiva M, González Mangado N. Intrapulmonary gas mixing in panacinar- and centriacinar-induced emphysema in rats. *Am J Respir Crit Care Med* 1998;157:237-45.
- Chen XJ, Möller HE, Chawla MS, Cofer GP, Driehuys B, Hedlund LW, Johnson GA. Spatially resolved measurements of hyperpolarized gas properties in the lung in vivo. Part I: diffusion coefficient. *Magn Reson Med* 1999;42:721-8.
- Chen XJ, Hedlund LW, Möller HE, Chawla MS, Maronpot RR, Johnson GA. Detection of emphysema in rat lungs by using magnetic resonance measurements of ^3He diffusion. *Proc Natl Acad Sci USA* 2000;97:11478-81.
- Peces-Barba G, Ruiz-Cabello J, Cremillieux J, Ortega M, Rubio ML, Martín-Mosquero MC, et al. Magnetic resonance imaging with hyperpolarized helium-3 in evaluation of lung emphysema in rat models. *Am J Respir Crit Care Med* 2002;165 (Suppl):A251.
- Salerno M, De Lange EE, Altes TA, Truwit JD, Brookeman JR, Mugler III JP. Emphysema: hyperpolarized helium-3 diffusion MR imaging of the lungs compared with spirometric indexes -initial experience. *Radiology* 2002;222:252-60.
- Mayo JR, Hayden ME. Hyperpolarized Helium-3 diffusion imaging of the lung[editorial]. *Radiology* 2002;222:8-11.
- King GG, Muller NL, Pare PD. Evaluation of airways in obstructive pulmonary disease using high-resolution computed tomography. *Am J Respir Crit Care Med* 1999;159:992-1004.
- Remy-Jardin M, Remy J, Gosselin B, Copin MC, Wurtz A, Duhamel A. Sliding thin slab, minimum intensity projection technique in the diagnosis of emphysema: histopathologic-CT correlation. *Radiology* 1996;200:665-71.