

## RM en el manejo de los pacientes con EPOC

MARK O. WIELPÜTZ, HANS-ULRICH KAUCZOR

### Resumen

La RM es una técnica útil para demostrar algunos aspectos de la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC). Sin embargo, la RM está condicionada por diversos problemas técnicos relacionados principalmente con la baja densidad protónica y el deterioro rápido de la intensidad de señal del parénquima pulmonar y también por la pérdida de tejido, hiperinsuflación e hipoxemia en los pulmones de los enfermos de EPOC. Sin embargo, la patología asociada a un aumento tisular como la atelectasia, nódulos, infiltrados, impactos mucosos y derrame pleural, pueden identificarse con mayor precisión diagnóstica. Aunque los cambios parenquimatosos en la EPOC se visualizan peor que con la tomografía computarizada con multi-detectores (TCMD), actualmente la RM nos ofrece un importante espectro de información funcional como la ventilación, perfusión y mecánica respiratoria. Obviamente, la resolución espacial de la RM es menor que

la de la TC y sus posibilidades para valorar la estructura del parénquima pulmonar son inferiores o equivalentes. Sin utilizar radiación ionizante, la RM es útil para valorar aspectos morfológicos y funcionales en los pacientes con EPOC y cuantificar detalles funcionales que no pueden determinarse con otras técnicas de imágenes. Cada vez es más evidente el impacto clínico de la RM al ir más allá de los aspectos morfológicos.

### Introducción

En el estudio de la EPOC, la RM se enfrenta a retos técnicos importantes, principalmente relacionados con la baja densidad protónica y la rápida desaparición de la señal del parénquima pulmonar. Existen otras causas a las que denominamos (“patología menor”) como la disminución de tejido pulmonar, la hiperinsuflación del parénquima y la hipoperfusión tisular hipóxica que a su vez también dificultan la exploración

del parénquima pulmonar. Por el contrario, en las zonas con un mayor contenido tisular ("patología mayor") como ocurre en la atelectasia, nódulos, infiltrados, impactaciones mucosas o derrame pleural, la precisión diagnóstica de la RM es mayor.

Mediante la RM, los cambios morfológicos asociados a la EPOC son más difíciles de demostrar aunque, en ocasiones, dichos hallazgos puedan ser similares a los obtenidos mediante la tomografía computarizada con multidetectores (TCMD). Actualmente, la RM es de gran utilidad para tener información funcional relacionada con la perfusión y ventilación pulmonar y con la mecánica respiratoria. Dado que los pacientes no están sometidos al riesgo de radiación ionizante, las exploraciones pueden repetirse con frecuencia y ser útiles para valorar el curso de la enfermedad y para monitorizar la respuesta terapéutica.

El motivo para usar la RM en el manejo de los enfermos con EPOC es obvio y su atractivo radica en el potencial de la técnica al permitir, a través de la imagen, obtener una valiosa información tanto morfológica como funcional. La imagen funcional, en este contexto, incluye medidas de perfusión, flujo vascular, ventilación, intercambio de gases, y movimientos y mecánica ventilatoria. Esta información se complementa con la posibilidad de realizar análisis cuantitativos.

Las exploraciones de imagen mediante RM no presuponen ningún riesgo para el paciente debido a la no utilización de radiación ionizante. A pesar de estas ventajas, la RM no es un técnica a utilizar inicialmente en el estudio de la EPOC. Las limitaciones de la RM pulmonar se deben fundamentalmente: 1) disminución cuantitativa de tejido pulmonar con la consiguiente disminución del número de protones y la obtención de una baja señal, 2) múltiples interfases entre el tejido pulmonar y el aire con la generación de

numerosos artefactos directamente relacionados con la pérdida de señal y 3) movilidad respiratoria, vascular y cardíaca que a su vez dificultan la exploración a pesar de que pueden aminorarse utilizando técnicas de gradiente o adquisición rápida de imágenes<sup>1</sup>.

La mayoría de las enfermedades pulmonares se asocian con un incremento significativo del tejido pulmonar por volumen; la mayor parte de ellas por un aumento de las células a nivel intersticial, alveolar, bronquial o pleural, y también en la matriz o en el líquido extracelular, todo ello asociado a una disminución del aire intrapulmonar. Consecuentemente, estos procesos se acompañan de un mayor número de protones y de una disminución de las interfases entre en aire y el tejido pulmonar; ambas situaciones favorecen los estudios de RM y se acompañan de una mayor señal<sup>2-5</sup>. Por lo tanto, entidades como la atelectasia, los tumores, la neumonía, el derrame pleural o la fibrosis se presentaran con una mayor intensidad de señal. La fibrosis quística se presentará así mismo con un aumento de la señal debido al componente inflamatorio de las paredes bronquiales y a la existencia de impactaciones mucosas<sup>6-9</sup>.

La forma de EPOC mas típicamente relacionada con el consumo de tabaco puede presentarse con diferentes fenotipos: 1) el tipo "vía aérea" que es el mas directamente relacionado con la bronquitis crónica y con una obstrucción moderada del flujo aéreo; y 2) el tipo "enfisema" relacionado con la destrucción del parénquima pulmonar y con una obstrucción severa del flujo aéreo<sup>7,8</sup>.

Tanto la vía aérea normal como la dilatación y engrosamiento de las paredes bronquiales son difíciles de identificar en los estudios con RM, pudiéndose valorar exclusivamente las vías aéreas centrales. Las ventajas de la RM se centran en la demostración

funcional de las diferentes áreas pulmonares. Los aspectos funcionales que pueden valorarse con RM son principalmente: la perfusión, el flujo sanguíneo y los cambios hemodinámicos, la ventilación, el intercambio gaseoso, los movimientos respiratorios y la mecánica respiratoria. Este potencial es único si se compara con otras pruebas diagnósticas como las de función pulmonar, estudios isotópicos, ecocardiografía y tomografía computarizada (TC). El mayor beneficio de los estudios con RM consiste en una información regional con alta resolución espacial y temporal, posibilidad de cuantificación y ausencia de radiación ionizante. En este trabajo, resumiremos el estado actual y las perspectivas de futuro de la aplicación de la RM en el manejo de la EPOC.

## Requisitos Técnicos

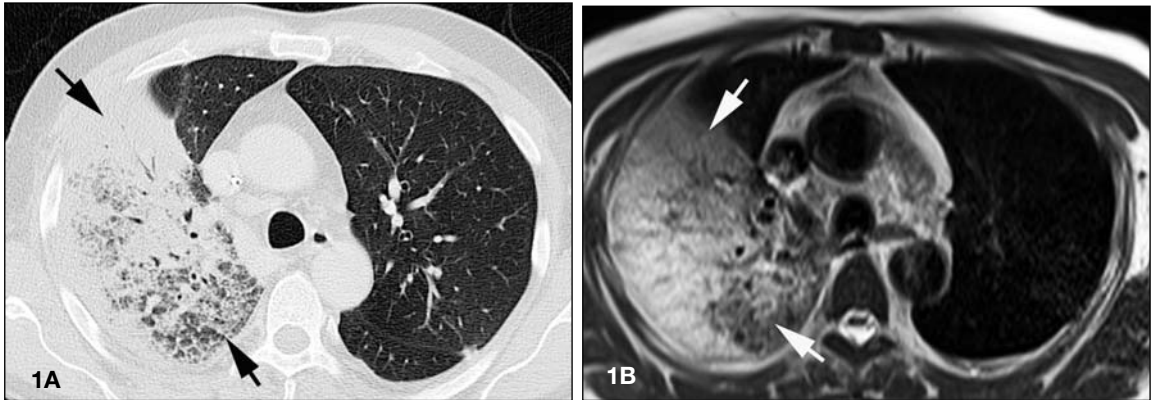
Para que la RM pulmonar obtenga una amplia aceptación clínica tiene que ser práctica, robusta y reproducible. En este sentido, y más allá de las tecnologías utilizadas actualmente, sobre todo la TCMD, la RM tiene constantemente que demostrar su alta calidad de imagen, su precisión diagnóstica y su impacto terapéutico.

Los diversos fabricantes de equipos tienen que desarrollar protocolos dirigidos para su aplicación en los estudios pulmonares con RM. Sería deseable disponer de un protocolo específico para resolver las preguntas clínicas más relevantes e incluso poder utilizar la RM como una exploración clínica urgencia con tiempos de exploración media de 15 minutos. Estos protocolos se podrían incluso aplicar a determinadas situaciones clínicas como el estadiaje de enfermedades malignas o en el estudio de los movimientos respiratorios<sup>7</sup>.

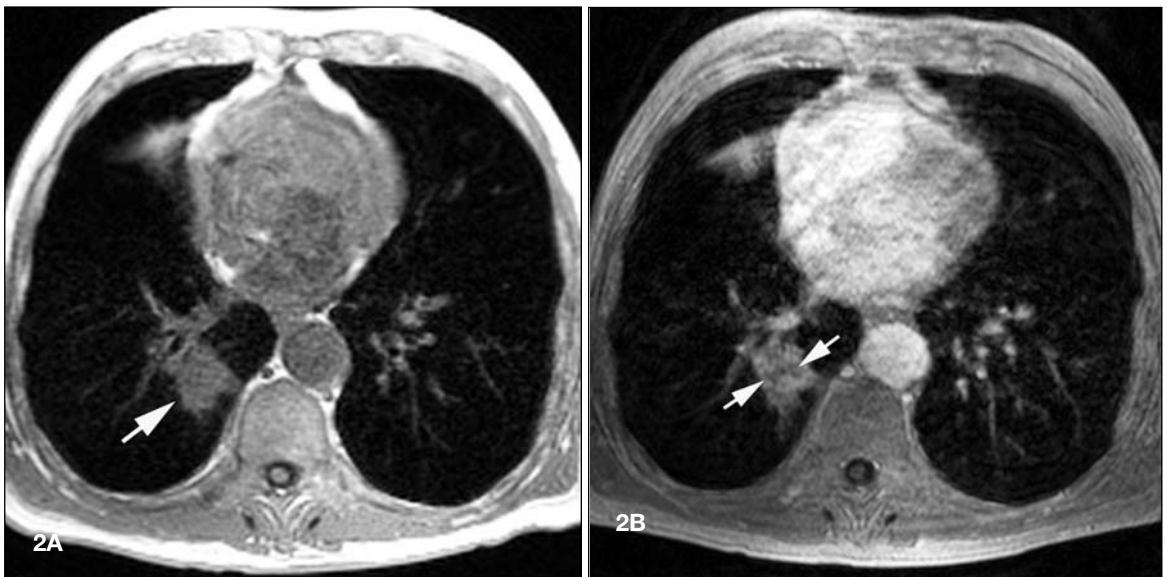
Para el estudio pulmonar con RM se recomienda utilizar equipos estándar con una fuerza de campo de 1.5 tesla<sup>1</sup>. El protocolo básico debe incluir secuencias con respiración mantenida y sin administración de contraste, entre las que se incluirían series tridimensionales (3D) con eco de gradiente potenciado en T1 y potenciado en T2 así como secuencias de reconversión de la inversión. El protocolo básico debería ampliarse con secuencias tras la administración de contraste y alta resolución espacial (angio-RM de fase única), alta resolución temporal con RM-angio multifásica e imágenes de perfusión. Las secuencias complicadas y con consumo importante de tiempo deben reservarse para los estudios en los que se requiere sincronización respiratoria o cardíaca, tecnología que deberá ser reservada para estudios en escenarios clínicos concretos. Un protocolo general para un estudio con RM focalizado en la enfermedad de la vía aérea debe realizarse con secuencias potenciadas en T2 que incluya cortes axiales y coronales; esta técnica permite demostrar la existencia de infiltrados pulmonares, el engrosamiento inflamatorio de las paredes bronquiales y la presencia de colecciones líquidas e impactaciones bronquiales mucosas (Fig. 1).

En trabajos experimentales se ha demostrado que la alta sensibilidad obtenida en las series potenciadas en T2 con respiración mantenida o mediante secuencias con sincronización respiratoria, son en principio similares a las obtenidas mediante TCMD<sup>10,11</sup>.

La RM, al ser una técnica exenta de radiación ionizante, ha demostrado una gran utilidad en los estudios de seguimiento, por ejemplo, en los pacientes con neutropenia febril<sup>12</sup>. Las secuencias potenciadas en T1 con eco de gradiente 3D, se recomiendan para la valoración de nódulos, masas y consolidaciones (Fig 2). Para mejorar su poder diagnóstico, estas secuencias deben repetirse utilizando una técnica de saturación de grasa tras administrar contraste.



**Figura 1.-** Corte axial de TC en un paciente neutropénico con fiebre. A) Áreas reticulares asociadas a una zona de consolidación en el lóbulo superior derecho (flechas). B) El corte correspondiente de RM, potenciado en T2, muestra un aumento de la intensidad de señal debido al aumento de líquido y células en la zona reticular y de consolidación (flechas); la sensibilidad y especificidad de esta técnica son similares a las de un corte de TC. (Cortesía de J. Mayer, Heidelberg).



**Figura 2.-** A) Corte axial de RM potenciado en T1 en un paciente con EPOC. Se identifica una tumoración pulmonar en el lóbulo inferior derecho (flecha). B) Mismo corte potenciado en T1 tras la administración de contraste. Se aprecia un patrón de captación heterogéneo (flechas) indicando la presencia de áreas de necrosis. (Cortesía de A. Anjorin, Heidelberg).

Utilizándose conjuntamente con secuencias potenciadas en T2, se puede identificar, a nivel de las paredes bronquiales, la presencia de hipertrofia muscular y de edema. En condiciones óptimas, se

podría utilizar la RM para detectar nódulos pulmonares entre 3 y 4 mm de diámetro con una sensibilidad entre el 80-90%, alcanzando el 100% para las lesiones mayores de 8 mm<sup>4, 13-15</sup>.

En la EPOC, los estudios de ventilación con RM ponen de manifiesto los defectos ventilatorios causados por la obstrucción de la vía aérea y la presencia de zonas de enfisema. Se han utilizado diversas técnicas como la RM realizada tras la inhalación de oxígeno y de gases nobles hiperpolarizados como el Helio<sup>3</sup><sup>8,16</sup>.

Para la práctica de RM tras la inhalación de oxígeno no son necesarios programas especiales de hardware. Esta técnica es fácil de realizar y el coste económico del oxígeno es bajo. Se obtienen dos grupos de imágenes, uno mientras el paciente respira el aire ambiental y otro tras inhalar oxígeno puro. La comparación de las imágenes demuestra la presencia de una señal aumentada, debido a las propiedades paramagnéticas del oxígeno, en las zonas bien ventiladas.

Para poder llevar a cabo estudios de RM tras la inhalación de gases hiperpolarizados como He<sup>3</sup> o Xe<sup>129</sup>, se requieren máquinas dotadas de un hardware especial para que se puedan obtener imágenes en las respectivas frecuencias de Larmor. También se requiere el permiso de manejo de gases hiperpolarizados de acuerdo con la regulación vigente. Estos requisitos asociados al coste elevado de los gases nobles, en particular del He<sup>3</sup>, y a la necesidad de disponer de la tecnología laser adecuada para realizar la hiperpolarización de los gases, han favorecido la restricción del uso clínico de esta técnica<sup>8,16</sup>. La inhalación del gas hiperpolarizado permite la valoración directa de la distribución del trazador tras mantener una única apnea inspiratoria (estática) o durante la respiración continuada (dinámica).

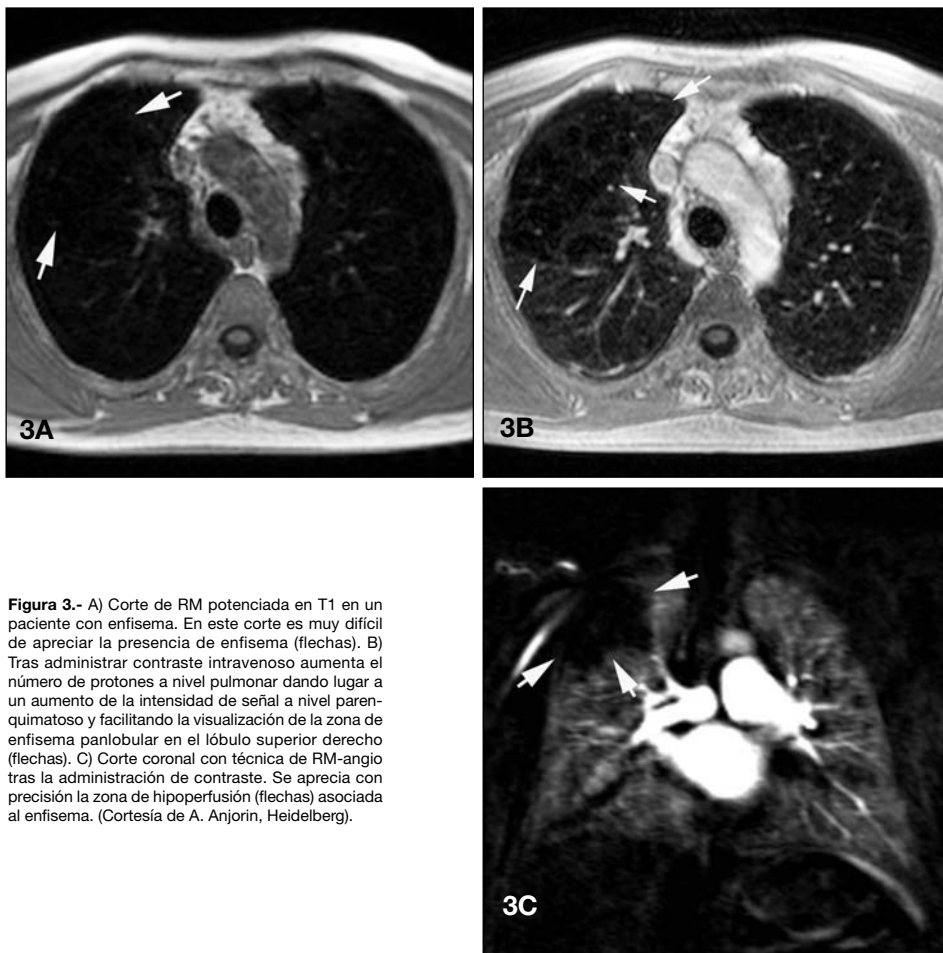
En la EPOC, la RM ventilatoria demuestra claramente los defectos ventilatorios provocados por la obstrucción de la vía aérea y el enfisema pulmonar.

Cuando se compara con la gammagrafía, las ventajas de la RM se deben fundamentalmente a su resolución espacial, capacidad de conseguir imágenes tridimensionales y ausencia de radiación ionizante.

Comparativamente con la RM de ventilación, la RM de perfusión es mucho más sencilla. Utilizada en medicina nuclear (gammagrafía) para el diagnóstico del embolismo pulmonar agudo, los defectos de perfusión pueden interpretarse como las zonas "cianóticas" de los defectos de ventilación. En la EPOC, debido al reflejo de vasoconstricción hipóxica, los defectos de ventilación coinciden con los defectos de perfusión.

El principio básico de la RM de perfusión tras la administración de contraste consiste en una adquisición dinámica durante y después de la administración endovenosa de un bolo conteniendo un agente de contraste paramagnético. En la EPOC el contraste compensa la pérdida de señal debida a las propiedades de la patología "menor" (Fig. 3). Mediante las secuencias 3D con eco de gradiente potenciado en T1 y eco compartido, se obtiene la resolución temporal necesaria para identificar la perfusión existente durante la captación máxima del contraste por el parénquima pulmonar<sup>17-19</sup>. Estos grupos de datos constituyen así mismo la base ideal para generar reconstrucciones multiplanares de alta calidad demostrando el árbol vascular (angiografía RM)<sup>20</sup>. Dado que la resolución espacial de estos datos es muy alta, puede realizarse un análisis muy minucioso de la perfusión pulmonar. Este proceso permite visualizar la perfusión asignada a cada uno de los segmentos y lóbulos pulmonares y realizar lecturas cuantitativas de la perfusión. El dato más fiable es la medición del tiempo de tránsito medio que a su vez puede complementarse con el cálculo del flujo vascular pulmonar y de su volumen<sup>21</sup>.

Las secuencias de eco de gradiente con precesión libre, sin necesidad de utilizar producto de contraste, muestran los vasos pulmonares con alta intensidad de señal de manera que la presencia de material trombótico en su interior, tal como ocurre en el tromboembolismo pulmonar, aparece con una intensidad de señal menor, haciendo de esta secuencia un método de "cri-



**Figura 3.-** A) Corte de RM potenciada en T1 en un paciente con enfisema. En este corte es muy difícil de apreciar la presencia de enfisema (flechas). B) Tras administrar contraste intravenoso aumenta el número de protones a nivel pulmonar dando lugar a un aumento de la intensidad de señal a nivel parenquimatoso y facilitando la visualización de la zona de enfisema panlobular en el lóbulo superior derecho (flechas). C) Corte coronal con técnica de RM-angio tras la administración de contraste. Se aprecia con precisión la zona de hipoperfusión (flechas) asociada al enfisema. (Cortesía de A. Anjorin, Heidelberg).

baje” rápido para el diagnóstico del tromboembolismo pulmonar, con una sensibilidad es de más del 80% en los embolismos de tipo segmentario<sup>22-24</sup>. Dicha sensibilidad puede incrementarse cuando se combinan la RM angiografía con contraste y la RM de perfusión<sup>23</sup>.

En la EPOC así como en la fibrosis quística, la obstrucción de la vía aérea se acompaña de defectos de ventilación y defectos de perfusión asociados. Estos últimos, junto con la inflamación y el remodelado vascular, dan lugar a un aumento de la presión arterial

pulmonar que finalmente acaba por incrementar la presión sobre ventrículo derecho<sup>25</sup>. Este hecho obliga a la valoración del flujo arterial pulmonar y de la función ventricular derecha. Esta valoración puede realizarse midiendo el flujo vascular en fase de contraste a nivel del tronco de la arteria pulmonar o a través de la adquisición de secuencias de cine utilizando el eje corto del ventrículo derecho<sup>26,27</sup>. Los cambios iniciales de la compleja geometría de la pared ventricular derecha y del volumen al final de la diástole pueden medirse de modo preciso.

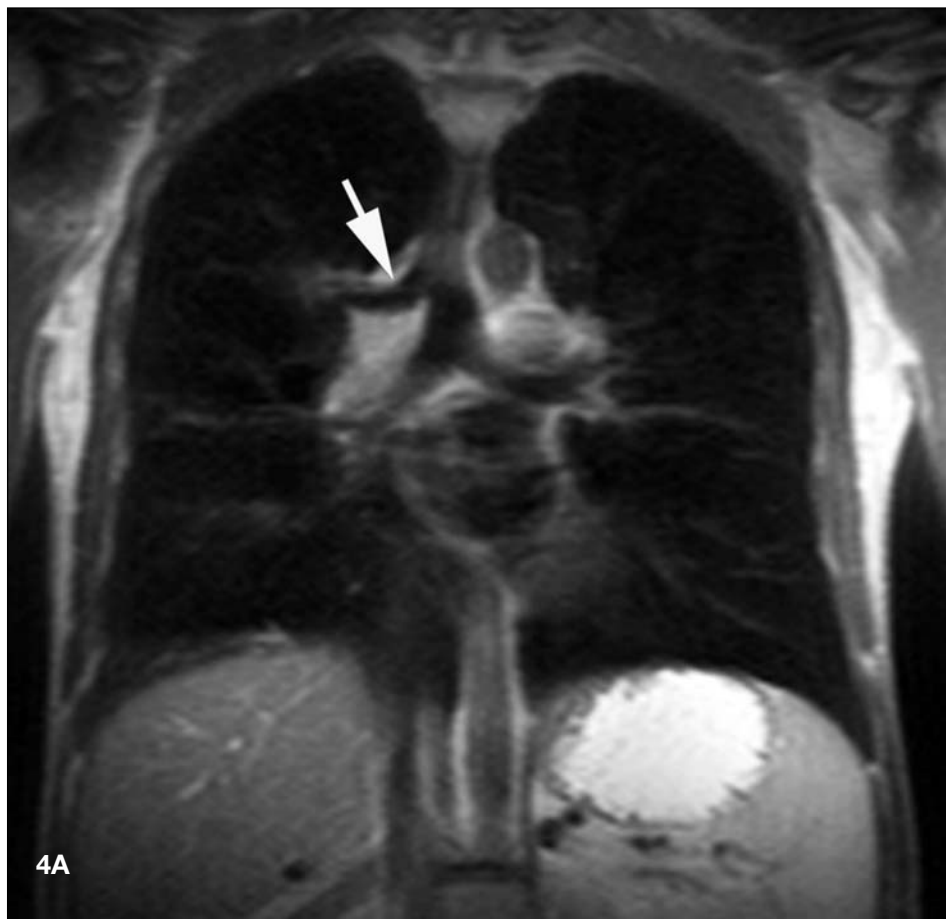
Los movimientos respiratorios y su mecánica se examinan mediante secuencias de eco de gradiente durante la respiración continua o tras la respiración forzada utilizando maniobras similares a las utilizadas durante las pruebas de función pulmonar.

## Hallazgos típicos en la EPOC

Tal como se ha mencionado anteriormente, la demostración mediante RM de los cambios estructurales en la bronquitis crónica, enfisema y fibrosis quística es li-

mitada sobre todo cuando se comparan con las imágenes obtenidas mediante TCMD<sup>7</sup>. Hasta la fecha, la TCDM es la técnica de imagen ideal para el estudio de la vía aérea. Aunque la RM pueda identificar las paredes bronquiales hasta su cuarta generalización, la TCDM va mucho más allá identificando las paredes de los bronquios de octava generación. Esto hace que la valoración de la vía aérea por RM se limite únicamente a la vía aérea central (Fig. 4a).

Se ha demostrado que la zona de mayor obstrucción al flujo aéreo en los pacientes con EPOC se localiza en



La tráquea y los bronquios principales y segmentarios pueden verse en RM.

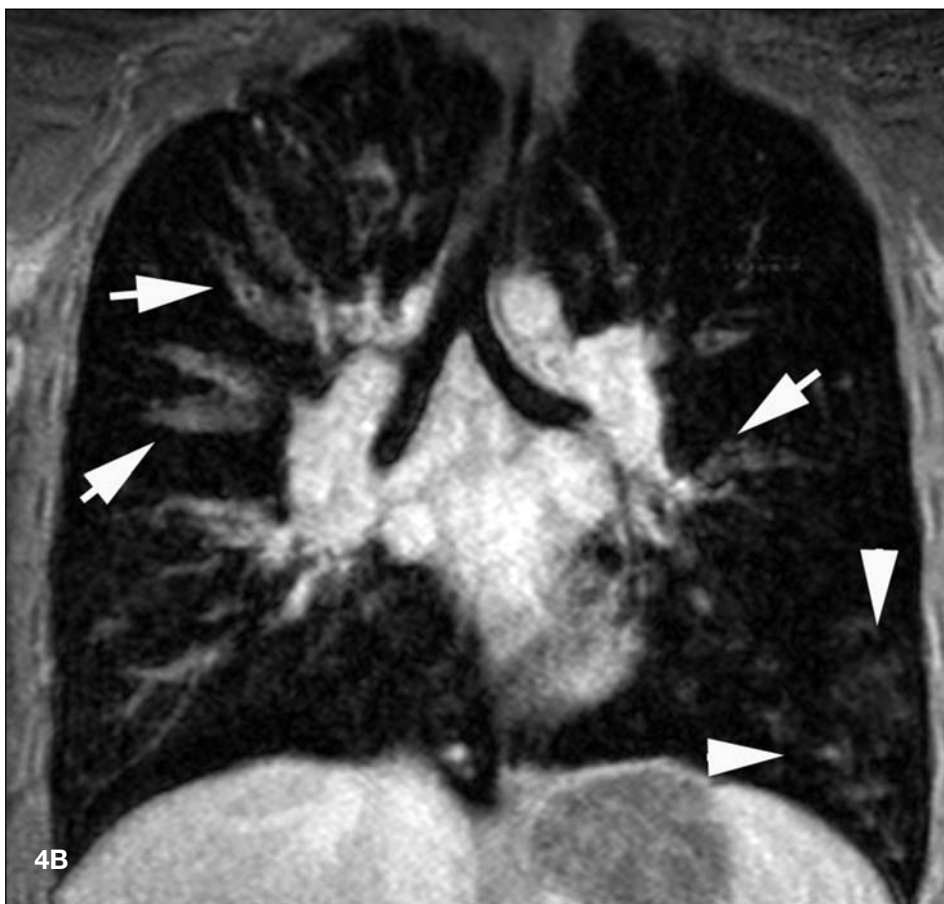
**Figura 4A.**- Corte coronal de RM potenciado en T2. Se identifica la presencia de un bronquio traqueal (flecha).

las vías aéreas distales, menores de 2 mm de diámetro intraluminal<sup>28</sup>, y comprendidas entre la cuarta y la catorceava generación del árbol traqueo-bronquial. Sin embargo, estas vías aéreas distales podrán visualizarse mediante RM cuando se encuentren dilatadas o rellenas de moco (Fig. 4b).

En los pacientes con EPOC, la RM es claramente inferior a la TC en la valoración de los cambios parenquimatosos y de la vía aérea, especialmente cuando

existe patología de pequeña vía. Sin embargo, en la fibrosis quística, la información diagnóstica mediante RM es equivalente a la obtenida mediante TC. El engrosamiento y dilatación de la pared bronquial y la presencia de impactaciones mucosas son fácilmente visibles mediante RM<sup>29</sup>.

Debido a las diferentes intensidades de señal obtenidas en las secuencias T1 y T2 basales y tras la administración de contraste intravenoso, la RM puede



La tráquea y los bronquios principales y segmentarios pueden verse en RM.

**Figura 4B.-** Paciente con fibrosis quística. Corte coronal de RM potenciado en T1. Se demuestra la existencia de múltiples dilataciones bronquiales bilaterales (flechas); el engrosamiento de la pared y/o la existencia de impactaciones mucosas permiten la visualización de las vías aéreas más distales (cabeza de flechas).



demostrar cambios inflamatorios en la pared bronquial<sup>30</sup>. Las impactaciones mucosas, debido a su contenido fluido, se identifican fácilmente con la RM debido a su alta intensidad señal en las secuencias T2 sin contraste. Las impactaciones mucosas periféricas aparecen como “racimos de uva” hiperintensos, con características similar a las imágenes de “árbol en gemación” descritas en la TC (Fig. 4c).

En otros hallazgos “mayores” como las cavitaciones o saculaciones con presencia de niveles hidroaéreos, consolidaciones y destrucciones parenquimatosas lobares o segmentarias, los hallazgos en la RM son claramente compatibles con los obtenidos mediante TC<sup>8</sup>.

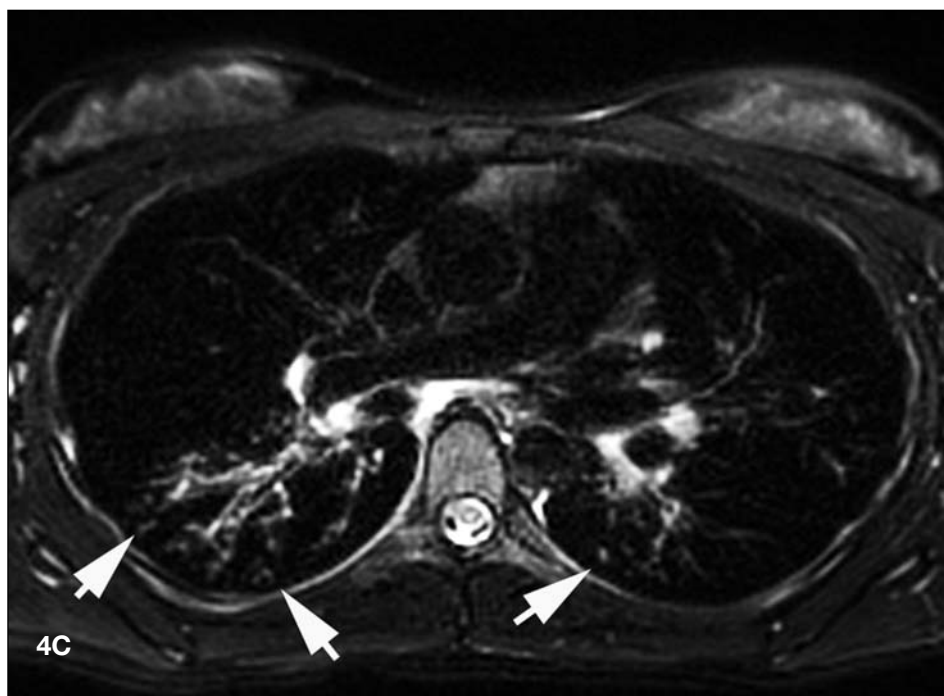
En la EPOC, dado que los cambios enfisematosos y la vasoconstricción hipóxica refleja se encuentran direc-

tamente correlacionadas con una pérdida de señal, la RM nunca podrá superar a la TCDM en la demostración de los cambios parenquimatosos<sup>31</sup>.

Sin embargo, se podrá diagnosticar correctamente la presencia de zonas de enfisema o atrapamiento aéreo cuando se identifique una disminución de la intensidad de señal asociada a los cambios de señal característicos del parénquima pulmonar conservado.

## Imagen de ventilación

Aunque tras la inhalación de oxígeno en voluntarios humanos la MR pueda demostrar la ventilación pulmonar regional<sup>32-34</sup>, su aplicación a los pacientes con EPOC sigue siendo todavía un reto diagnóstico. En los



La tráquea y los bronquios principales y segmentarios pueden verse en RM.

**Figura 4C.**- Corte axial de RM potenciado en T2. La existencia de impactaciones mucosas en la vía aérea distal produce imágenes nodulares muy semejantes a las descritas en la TC como “árbol en gemación” (flechas). (Cortesía de M. Puderbach andy M. Eichinger, Heidelberg).

pacientes con enfisema los tiempos T1 del parénquima pulmonar son significativamente más cortos que en los voluntarios<sup>35</sup>. Esto se asocia a un aumento menor de la intensidad de señal tras la inhalación de oxígeno puro y a la presencia de un patrón de distribución heterogéneo<sup>36</sup>. Ohno y col.<sup>37</sup> han demostrado de modo preciso que estos cambios regionales evidenciados en los de estudios con RM tras la inhalación de oxígeno se corresponden con la función pulmonar regional.

La RM utilizando gas polarizado, helio o xenon demuestran claramente que la obstrucción al flujo aéreo condiciona un reducido nivel de ventilación en las vías aéreas distales<sup>38</sup>. La RM dinámica, con alto poder de resolución temporal, realizada durante la inhalación de He<sup>3</sup> hiperpolarizado muestra la distribución dinámica del trazador y detecta alteraciones del flujo aéreo<sup>39,40</sup>. En general, una distribución rápida y homogénea de la ventilación puede considerarse normal.

Sin embargo en los pacientes con EPOC, la distribución de la ventilación nos mostrará un patrón retardado e irregular como resultado de la existencia atrapamiento aéreo y redistribución de la ventilación<sup>40,41</sup>.

En el asma, la RM con He<sup>3</sup> detecta defectos ventilatorios bilaterales, mientras que los pulmones de los voluntarios sanos son normales. En los pacientes con asma sintomático y con valores espirométricos anormales, los defectos de ventilación fueron más numerosos y mayores. Los defectos de ventilación no se modificaron en los siguientes 30 a 60 minutos, aunque algunos pudieran resolverse y aparecer otros nuevos en un periodo de 3 semanas<sup>42</sup>. Los "test" de provocación utilizando la metacolina o tras el ejercicio físico se han combinado con estudios con RM tras la inhalación de He<sup>3</sup>. Estos estudios demostraron un aumento significativo de los defectos de ventilación con una correlación significativa con la disminución del

FEV<sub>1</sub><sup>16</sup>. La distribución de los defectos de ventilación después de valorar series repetidas de broncoconstricción demostraron que algunos defectos de ventilación persistían o fueron recurrentes en la misma localización. Esto sugiere que los cambios obstructivos regionales del flujo aéreo son relativamente estables y fijos dentro del pulmón<sup>43</sup>.

En un estudio con pacientes adultos con fibrosis quística, las correlaciones entre los defectos de ventilación visibles en la RM realizada con He<sup>3</sup> hiperpolarizado y los hallazgos espirométricos fueron más coincidentes que los encontrados al comparar dichos resultados con la TC<sup>44</sup>. Este dato podría indicar que la RM con gas hiperpolarizado puede representar una alternativa eficaz a la TC en la valoración de la enfermedad pulmonar asociada a fibrosis quística.

## Imagen de Perfusión

La valoración de la perfusión pulmonar mediante RM es altamente diagnóstica en la demostración de alteraciones de la perfusión pulmonar<sup>18,45</sup> y mostrando una gran concordancia con la gammagrafía de perfusión, considerada como la prueba diagnóstica oro<sup>46,47</sup>.

El análisis segmentario y lobar de los defectos de perfusión pueden demostrarse fácilmente debido a la alta resolución espacial de los grupos de datos 3D obtenidos mediante esta técnica<sup>20</sup>. Las alteraciones de la perfusión pulmonar en los pacientes con EPOC difieren de las causadas por oclusión vascular. A pesar de que en el tromboembolismo pulmonar aparecen defectos de perfusión con morfología en cuña, se demuestra una disminución generalizada de la captación de contraste en los pacientes que tienen EPOC y enfisema<sup>48,49</sup>. Además, existe una reducción significativa de la intensidad de señal del parénquima pulmonar después de la ad-

ministración de contraste. Estos hallazgos permiten una diferenciación visual sin dificultades (Fig. 1).

En los niños con fibrosis quística se ha demostrado que los defectos de perfusión en la RM se correlacionaban con el grado de destrucción tisular<sup>50</sup>. Parece obvio que la reversibilidad de los defectos de perfusión después del tratamiento sirvan como un buen indicador de respuesta y al mismo tiempo diferenciar entre aquellas zonas que presentan cambios reversibles o irreversibles.

En la EPOC y la fibrosis quística, puede observarse dilatación de las arterias bronquiales. Un aumento en el flujo de las arterias bronquiales condiciona un shunt volumétrico desde la circulación sistémica a la circulación pulmonar, dato que puede demostrarse mediante medidas de flujo en base a los hallazgos obtenidos en la RM. En 10 pacientes con fibrosis quística se demostró una disminución de la velocidad de flujo en las arterias pulmonares al compararlo con el flujo medido en 15 voluntarios sanos. En este grupo de pacientes, estos datos pueden representar un inicio de hipertensión pulmonar<sup>20</sup>.

## Mecánica respiratoria

Debido a que la pérdida de intensidad de señal se asocia directamente con el grado de hiperinsuflación pulmonar<sup>2</sup>, el enfisema es difícil de diagnosticar con la RM. Sin embargo los signos de hiperinsuflación pulmonar como el tamaño o volumen de tórax pueden servir como indicadores fiables de dicha enfermedad.

El fenómeno de perfusión en “mosaico” debido a la enfermedad asociada de la pequeña vía aérea y la vasoconstricción hipóxica visible en los pacientes con EPOC, no es apreciable en la RM. Sin embargo, un estudio preliminar ha demostrado, mediante cortes RM en inspiración y espiración, correlación entre los cambios en la intensidad de señal parenquimatosa y los resultados de la FEV<sub>1</sub><sup>5</sup>. La hiperinsuflación del pulmón afecta de modo importante a la mecánica respiratoria y se asocia con un aumento del retroceso elástico<sup>51</sup>.

En contra de la motilidad sincrónica irregular del diafragma y de la pared torácica, los pacientes con enfisema muestran un patrón de motilidad irregular o asincrónica. Esta motilidad puede ser visualizada de modo preciso utilizando técnicas de RM dinámica. Se pueden realizar medidas cuantitativas de la denominada zona de aposición del diafragma, la cual muestra una disminución significativa de su amplitud máxima en los pacientes con enfisema<sup>52</sup>. En algunos pacientes pueden identificarse patrones anormales de motilidad diafragmática, evidenciándose que la porción ventral se mueve “hacia abajo” mientras que la porción dorsal se moviliza “hacia arriba”<sup>53</sup>. Aunque la hiperinsuflación pulmonar severa, en general se asocia con una restricción de la motilidad diafragmática, se ha demostrado que la motilidad diafragmática paradójica se correlaciona con la hiperinsuflación pulmonar<sup>51</sup>. La RM es así mismo capaz de demostrar una mejoría en la mecánica respiratoria tras la cirugía de reducción del volumen pulmonar<sup>51</sup>.

## Bibliografía

1. Puderbach M, Hintze C, Ley S, Eichinger M, Kauczor HU, Biederer J. MR imaging of the chest: a practical approach at 1.5T. *Eur J Radiol.* 2007;64(3):345-55.
2. Bankier AA, O'Donnell CR, Mai VM, et al. Impact of lung volume on MR signal intensity changes of the lung parenchyma. *J Magn Reson Imaging.* 2004;20(6):961-6.
3. Bauman G, Puderbach M, Deimling M, et al. Non-contrast-enhanced perfusion and ventilation assessment of the human lung by means of fourier decomposition in proton MRI. *Magn Reson Med.* 2009;62(3):656-64.
4. Biederer J, Hintze C, Fabel M. MRI of pulmonary nodules: technique and diagnostic value. *Cancer Imaging.* 2008;8:125-30.
5. Iwasawa T, Takahashi H, Ogura T, et al. Correlation of lung parenchymal MR signal intensity with pulmonary function tests and quantitative computed tomography (CT) evaluation: a pilot study. *J Magn Reson Imaging.* 2007;26(6):1530-6.
6. Eichinger M, Heussel CP, Kauczor HU, Tiddens H, Puderbach M. Computed tomography and magnetic resonance imaging in cystic fibrosis lung disease. *J Magn Reson Imaging.* 2010;32(6):1370-8.
7. Ley-Zaporozhan J, Ley S, Kauczor HU. Morphological and functional imaging in COPD with CT and MRI: present and future. *Eur Radiol.* 2008;18(3):510-21.
8. Ley-Zaporozhan J, Puderbach M, Kauczor HU. MR for the evaluation of obstructive pulmonary disease. *Magn Reson Imaging Clin N Am.* 2008;16(2):291-308, ix.
9. Puderbach M, Eichinger M, Haeselbarth J, et al. Assessment of morphological MRI for pulmonary changes in cystic fibrosis (CF) patients: comparison to thin-section CT and chest x-ray. *Invest Radiol.* 2007;42(10):715-25.
10. Biederer J, Busse I, Grimm J, et al. [Sensitivity of MRI in detecting alveolar infiltrates: Experimental studies]. *Rofo.* 2002;174(8):1033-9.
11. Kersjes W, Hildebrandt G, Cagil H, Schunk K, von Zitzewitz H, Schild H. Differentiation of alveolitis and pulmonary fibrosis in rabbits with magnetic resonance imaging after intrabronchial administration of bleomycin. *Invest Radiol.* 1999;34(1):13-21.

12. Eibel R, Herzog P, Dietrich O, et al. Pulmonary abnormalities in immunocompromised patients: comparative detection with parallel acquisition MR imaging and thin-section helical CT. *Radiology*. 2006;241(3):880-91.
13. Biederer J, Schoene A, Freitag S, Reuter M, Heller M. Simulated pulmonary nodules implanted in a dedicated porcine chest phantom: sensitivity of MR imaging for detection. *Radiology*. 2003;227(2):475-83.
14. Both M, Schultze J, Reuter M, et al. Fast T1- and T2-weighted pulmonary MR-imaging in patients with bronchial carcinoma. *Eur J Radiol*. 2005;53(3):478-88.
15. Bruegel M, Gaa J, Woertler K, et al. MRI of the lung: value of different turbo spin-echo, single-shot turbo spin-echo, and 3D gradient-echo pulse sequences for the detection of pulmonary metastases. *J Magn Reson Imaging*. 2007;25(1):73-81.
16. Samee S, Altes T, Powers P, et al. Imaging the lungs in asthmatic patients by using hyperpolarized helium-3 magnetic resonance: assessment of response to methacholine and exercise challenge. *J Allergy Clin Immunol*. 2003;111(6):1205-11.
17. Fink C, Ley S, Kroeker R, Requardt M, Kauczor HU, Bock M. Time-resolved contrast-enhanced three-dimensional magnetic resonance angiography of the chest: combination of parallel imaging with view sharing (TREAT). *Invest Radiol*. 2005;40(1):40-8.
18. Fink C, Puderbach M, Bock M, et al. Regional lung perfusion: assessment with partially parallel three-dimensional MR imaging. *Radiology*. 2004;231(1):175-84.
19. Ley S, Fink C, Puderbach M, et al. [Contrast-enhanced 3D MR perfusion of the lung: application of parallel imaging technique in healthy subjects]. *Rofo*. 2004;176(3):330-4.
20. Ley S, Puderbach M, Fink C, et al. Assessment of hemodynamic changes in the systemic and pulmonary arterial circulation in patients with cystic fibrosis using phase-contrast MRI. *Eur Radiol*. 2005;15(8):1575-80.
21. Ley S, Mereles D, Risse F, et al. Quantitative 3D pulmonary MR-perfusion in patients with pulmonary arterial hypertension: correlation with invasive pressure measurements. *Eur J Radiol*. 2007;61(2):251-5.
22. Kluge A, Gerriets T, Stolz E, et al. Pulmonary perfusion in acute pulmonary embolism: agreement of MRI and SPECT for lobar, segmental and subsegmental perfusion defects. *Acta Radiol*. 2006;47(9):933-40.
23. Kluge A, Luboldt W, Bachmann G. Acute pulmonary embolism to the subsegmental level: diagnostic accuracy of three MRI techniques compared with 16-MDCT. *AJR Am J Roentgenol*. 2006;187(1):W7-14.
24. Kluge A, Muller C, Hansel J, Gerriets T, Bachmann G. Real-time MR with TrueFISP for the detection of acute pulmonary embolism: initial clinical experience. *Eur Radiol*. 2004;14(4):709-18.
25. Chaouat A, Naeije R, Weitzenblum E. Pulmonary hypertension in COPD. *Eur Respir J*. 2008;32(5):1371-85.
26. Gatehouse PD, Keegan J, Crowe LA, et al. Applications of phase-contrast flow and velocity imaging in cardio-

- vascular MRI. *Eur Radiol.* 2005;15(10):2172-84.
27. Vonk-Noordegraaf A, Marcus JT, Holverda S, Roseboom B, Postmus PE. Early changes of cardiac structure and function in COPD patients with mild hypoxemia. *Chest.* 2005;127(6):1898-903.
  28. Hogg JC, Chu F, Utokaparch S, et al. The nature of small-airway obstruction in chronic obstructive pulmonary disease. *N Engl J Med.* 2004;350(26):2645-53.
  29. Biederer J, Both M, Graessner J, et al. Lung morphology: fast MR imaging assessment with a volumetric interpolated breath-hold technique: initial experience with patients. *Radiology.* 2003;226(1):242-9.
  30. Puderbach M, Eichinger M, Gahr J, et al. Proton MRI appearance of cystic fibrosis: comparison to CT. *Eur Radiol.* 2007;17(3):716-24.
  31. Ley-Zaporozhan J, Ley S, Eberhardt R, Kauczor HU, Heussel CP. Visualization of morphological parenchymal changes in emphysema: comparison of different MRI sequences to 3D-HRCT. *Eur J Radiol.* 2010;73(1):43-9.
  32. Edelman RR, Hatabu H, Tadamura E, Li W, Prasad PV. Noninvasive assessment of regional ventilation in the human lung using oxygen-enhanced magnetic resonance imaging. *Nat Med.* 1996;2(11):1236-9.
  33. Loffler R, Muller CJ, Peller M, et al. Optimization and evaluation of the signal intensity change in multisection oxygen-enhanced MR lung imaging. *Magn Reson Med.* 2000;43(6):860-6.
  34. Ohno Y, Chen Q, Hatabu H. Oxygen-enhanced magnetic resonance ventilation imaging of lung. *Eur J Radiol.* 2001;37(3):164-71.
  35. Stadler A, Jakob PM, Griswold M, Barth M, Bankier AA. T1 mapping of the entire lung parenchyma: Influence of the respiratory phase in healthy individuals. *J Magn Reson Imaging.* 2005;21(6):759-64.
  36. Muller CJ, Schwaiblmair M, Scheidler J, et al. Pulmonary diffusing capacity: assessment with oxygen-enhanced lung MR imaging preliminary findings. *Radiology.* 2002;222(2):499-506.
  37. Ohno Y, Sugimura K, Hatabu H. Clinical oxygen-enhanced magnetic resonance imaging of the lung. *Top Magn Reson Imaging.* 2003;14(3):237-43.
  38. Gast KK, Viallon M, Eberle B, et al. MRI in lung transplant recipients using hyperpolarized <sup>3</sup>He: comparison with CT. *J Magn Reson Imaging.* 2002;15(3):268-74.
  39. Salerno M, Altes TA, Brookeman JR, de Lange EE, Mugler JP, 3rd. Dynamic spiral MRI of pulmonary gas flow using hyperpolarized (<sup>3</sup>)He: preliminary studies in healthy and diseased lungs. *Magn Reson Med.* 2001;46(4):667-77.
  40. Wild JM, Paley MN, Kasuboski L, et al. Dynamic radial projection MRI of inhaled hyperpolarized <sup>3</sup>He gas. *Magn Reson Med.* 2003;49(6):991-7.

41. Gast KK, Puderbach MU, Rodriguez I, et al. Distribution of ventilation in lung transplant recipients: evaluation by dynamic <sup>3</sup>He-MRI with lung motion correction. *Invest Radiol.* 2003;38(6):341-8.
42. Altes TA, Powers PL, Knight-Scott J, et al. Hyperpolarized <sup>3</sup>He MR lung ventilation imaging in asthmatics: preliminary findings. *J Magn Reson Imaging.* 2001;13(3):378-84.
43. de Lange EE, Altes TA, Patrie JT, et al. The variability of regional airflow obstruction within the lungs of patients with asthma: assessment with hyperpolarized helium-3 magnetic resonance imaging. *J Allergy Clin Immunol.* 2007;119(5):1072-8.
44. McMahon CJ, Dodd JD, Hill C, et al. Hyperpolarized <sup>3</sup>helium magnetic resonance ventilation imaging of the lung in cystic fibrosis: comparison with high resolution CT and spirometry. *Eur Radiol.* 2006;16(11):2483-90.
45. Sergiacomi G, Sodani G, Fabiano S, et al. MRI lung perfusion 2D dynamic breath-hold technique in patients with severe emphysema. *In Vivo.* 2003;17(4):319-24.
46. Molinari F, Fink C, Risse F, Tuengerthal S, Bonomo L, Kauczor HU. Assessment of differential pulmonary blood flow using perfusion magnetic resonance imaging: comparison with radionuclide perfusion scintigraphy. *Invest Radiol.* 2006;41(8):624-30.
47. Ohno Y, Hatabu H, Takenaka D, et al. Dynamic MR imaging: value of differentiating subtypes of peripheral small adenocarcinoma of the lung. *Eur J Radiol.* 2004;52(2):144-50.
48. Amundsen T, Torheim G, Kvistad KA, et al. Perfusion abnormalities in pulmonary embolism studied with perfusion MRI and ventilation-perfusion scintigraphy: an intra-modality and inter-modality agreement study. *J Magn Reson Imaging.* 2002;15(4):386-94.
49. Morino S, Toba T, Araki M, et al. Noninvasive assessment of pulmonary emphysema using dynamic contrast-enhanced magnetic resonance imaging. *Exp Lung Res.* 2006;32(1-2):55-67.
50. Eichinger M, Puderbach M, Fink C, et al. Contrast-enhanced 3D MRI of lung perfusion in children with cystic fibrosis--initial results. *Eur Radiol.* 2006;16(10):2147-52.
51. Henderson AC, Ingenito EP, Salcedo ES, Moy ML, Reilly JJ, Lutchen KR. Dynamic lung mechanics in late-stage emphysema before and after lung volume reduction surgery. *Respir Physiol Neurobiol.* 2007;155(3):234-42.
52. Suga K, Tsukuda T, Awaya H, et al. Impaired respiratory mechanics in pulmonary emphysema: evaluation with dynamic breathing MRI. *J Magn Reson Imaging.* 1999;10(4):510-20.
53. Iwasawa T, Yoshiike Y, Saito K, Kagei S, Gotoh T, Matsubara S. Paradoxical motion of the hemidiaphragm in patients with emphysema. *J Thorac Imaging.* 2000;15(3):191-5.