

Guías de práctica clínica de la Sociedad Española de Cardiología en resonancia magnética

Guillermo Pons Lladó (coordinador), Francesc Carreras Costa, Alfonso Castro Beiras, Joaquín Ferreirós Domínguez, Andrés Iñiguez Romo, Luis Jesús Jiménez Borreguero, Carlos Piñero Gálvez y Rafaela Soler Fernández

Sociedad Española de Cardiología.

En este documento se ofrece una amplia perspectiva de las aplicaciones cardíacas de la resonancia magnética, incluyendo aspectos técnicos sobre su práctica, recomendaciones para el entrenamiento del personal médico, y una relación de indicaciones aceptadas, que son ampliamente comentadas en el texto.

Palabras clave: *Resonancia magnética nuclear. Cardiología. Guías.*

(Rev Esp Cardiol 2000; 53: 542-559)

Guidelines of the Spanish Society of Cardiology on Magnetic Resonance

A wide perspective of the cardiac applications of magnetic resonance is presented in this report, including technical aspects of the practice, recommendations on the appropriate training of medical personnel for the practice of examination and also, an extensively commented review of the accepted clinical indications for the practice of a cardiac magnetic resonance imaging study at present.

Key words: *Magnetic resonance imaging. Cardiology. Guidelines.*

(Rev Esp Cardiol 2000; 53: 542-559)

INTRODUCCIÓN

En el presente documento nos proponemos actualizar el estado de las aplicaciones cardíacas de la resonancia magnética (RM) con el objetivo de ofrecer una referencia válida a efectos prácticos para aquellos clínicos interesados en la técnica. Debemos anunciar desde el principio que consideramos que la RM es un instrumento de diagnóstico por la imagen cuyo eficaz aprovechamiento en el terreno cardiológico requiere la colaboración sin reservas de cardiólogos y radiólogos. En este sentido, el comité de ponentes que ha desarrollado el documento está compuesto por profesionales de uno y otro ámbito, decisión que hemos tomado basándonos en diversos aspectos. En primer lugar, el hecho de que el médico radiólogo dispone de los conocimientos necesarios para la realización de las exploraciones, dado que el equipamiento se halla disponible en servicios de radiología. Por otra parte, los pacientes sujetos de estudio provienen siempre del ámbito clínico cardiológico, con lo cual la participación del propio cardiólogo contribuye a la optimiza-

ción de cada exploración. Finalmente, y dado que la RM cardíaca es una técnica en fase de expansión, los aspectos de investigación clínica están abiertos en muchos aspectos, siendo aquí también esencial la participación de ambos profesionales a efectos de trazar las líneas adecuadas para un aprovechamiento real de las enormes posibilidades de la técnica.

En este documento se discuten, por una parte, los aspectos técnicos de la exploración, que hemos creído requerían en este momento una puntual actualización, dado que nos hallamos en una fase de renovación generalizada de equipamiento en la mayoría de centros, con lo que se está accediendo a sistemas que podríamos llamar de «segunda generación», con la consiguiente incorporación de nuevas modalidades de la técnica que es preciso conocer. Por otra parte, la experiencia alcanzada en la actualidad en nuestro país por los grupos que se han interesado por el tema, creemos permite emitir una serie de recomendaciones sobre los aspectos de formación en RM cardíaca, así como sobre el mantenimiento de la competencia en la práctica de la misma.

La base del tema sigue siendo, no obstante, la discusión de las indicaciones clínicas de la RM cardíaca. En este sentido, ha sido oportuna la reciente aparición de una guía elaborada por un grupo colaborativo de la Sociedad Europea de Cardiología y la Asociación de Car-

Correspondencia: Dr. G. Pons Lladó.
Servicio de Cardiología. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau.
San Antonio M. Claret, 167. 08025 Barcelona.
Correo electrónico: gponsl@meditex.es

diólogos Pediátricos Europeos, publicada en la revista *European Heart Journal* en 1998, donde se sistematizan dichas indicaciones¹. Dado que se trata de un documento de posición oficial en el ámbito cardiológico europeo, hemos optado por la reproducción de las tablas de indicaciones traducidas sin modificación de su versión original, si bien cada una de ellas se discute razonadamente en el texto, aportando la visión en cada caso de los redactores de esta guía. Finalmente, y dada la espectacular evolución de la RM, hemos creído también oportuna la inclusión de un apartado sobre perspectivas futuras de la misma.

HISTORIA DE LA RM CARDÍACA

En 1946, Felix Bloch y Edward M. Purcell demostraron que al situar determinado tipo de núcleos en campos magnéticos potentes, estos núcleos podían absorber energía de radiofrecuencia (RF) y posteriormente liberarla, también en forma de energía de RF, que podía ser captada por una antena. Denominaron a este fenómeno físico resonancia nuclear magnética y a la frecuencia se le denominó frecuencia de resonancia. Richard R. Ernst y Weston Anderson, en 1966, introducen una modificación en el fenómeno de la RM que consiste en aplicar la RF no de una forma continua, sino mediante pulsos. En 1971, Damadian publica un trabajo sobre la posibilidad de discriminar tejidos según las diferencias en los tiempos de relajación de cada tejido y en 1973, Lateburg publica el primer experimento de tomografía por RM sobre unos tubos llenos de agua. Las primeras imágenes de tomografía por RM las obtiene R.C. Hawkes en 1979 y en 1981 se instala el primer prototipo de RM para uso clínico en el Hospital Hammersmith de Londres.

En 1982 se inician las primeras descripciones de la utilidad de la RM para la evaluación de las estructuras cardiovasculares². Las limitaciones que inicialmente habían existido para la realización de estudios cardíacos, debidas al movimiento constante de este órgano, fueron superadas en 1983 al conseguir un sistema de sincronización mediante el cual cada pulso de RF se acoplaba a un instante concreto del ciclo cardíaco. De este modo se consigue que las estructuras cardíacas se vean con nitidez como «instantáneas» tomadas en diferentes momentos del ciclo cardíaco, y se publican las primeras descripciones de los hallazgos anatómicos y patológicos^{3,4}.

Los primeros estudios clínicos de RM cardíaca se realizaron en planos ortogonales al cuerpo. Sin embargo, Dinsmore et al⁵, en 1984, consideraron que muchas de las estructuras y anomalías cardíacas no se podían evaluar bien mediante dichos planos. Las imágenes de RM siguiendo los planos intrínsecos cardíacos se obtenían inicialmente cambiando la posición del paciente, según ángulos predefinidos o cambiando la posición del paciente y la dirección de uno de los ejes del imán. Posteriormente, en 1985, mediante un

sistema de angulación electrónica de los campos magnéticos, se pudo obtener un número prácticamente infinito de proyecciones, capaz de reproducir o simular cualquier plano que se pueda obtener con otras técnicas de imagen, como la ventriculografía o la ecografía⁶. En este mismo año, Dinsmore et al⁷ demostraron que utilizando planos orientados según los ejes intrínsecos cardíacos se obtenían medidas de las cámaras cardíacas que se pueden correlacionar directamente con las obtenidas mediante ecocardiografía (ECO) bidimensional y se publicaron los valores de las dimensiones de las cavidades izquierdas en planos intrínsecos cardíacos siguiendo el eje largo y el eje corto en fase telediastólica y telesistólica, comparándolas con las medidas obtenidas en los mismos planos y fases del ciclo cardíaco en ECO⁸.

En 1987 se inician los primeros estudios en RM de función cardíaca⁹, caracterización tisular, valoración de alteraciones valvulares, cálculos de masa miocárdica y volúmenes, realización de mapas de velocidad de fase y estudios angiográficos. La RM se convierte entonces en una técnica de uso clínico en múltiples patologías cardíacas¹⁰. Los nuevos desarrollos técnicos, con secuencias más rápidas y uso de contraste intravenoso, han aumentado en los últimos años la utilidad de la RM en la clínica y, sin duda, aumentará más en los próximos años el papel de la RM en la investigación y clínica cardiovascular.

BASES FÍSICAS DE LA TÉCNICA DE LA RM

La resonancia magnética se basa en la propiedad que poseen los núcleos de hidrógeno de absorber energía electromagnética cuando están sometidos a un campo magnético intenso. La RM aplicada al diagnóstico por imagen consiste en la utilización de imanes potentes (0,2, 0,5, 1, 1,5, 2 Tesla) y señales de RF para obtener información sobre algunos núcleos del cuerpo humano.

Los átomos de hidrógeno del cuerpo humano —denominados también protones— tras ser sometidos a un campo magnético y excitados con ondas de RF, liberan señales de RF que son captadas por las antenas o bobinas, codificadas en un complejo sistema analógico-digital y transformadas mediante una computadora en imágenes en «gama de grises». Las imágenes anatómicas resultantes permiten analizar las características morfológicas de los tejidos y en algunos casos su composición tisular y función. La forma en la que se produce esa liberación de energía permite, además, observar diferencias entre tejidos normales y patológicos.

El origen de la señal de RM

Los núcleos con un número impar de protones y/o neutrones tiene propiedades giromagnéticas, es decir, se comporta como un imán. Cuando estos núcleos no

están sometidos a un campo magnético se encuentran orientados aleatoriamente en el espacio. Cuando se los introduce en un campo magnético potente, los núcleos con momento magnético sufren una orientación determinada por el campo magnético generado por el imán y comienzan a precesar.

La orientación de los núcleos en un campo magnético sigue los dos sentidos paralelos a la dirección del campo magnético principal; unos se orientan en el mismo sentido que el campo magnético principal y otros, en menor número, en sentido contrario a la dirección del campo magnético. Dado que es mayor el número de protones que se orientan en el mismo sentido que el campo magnético principal, la magnetización neta resultante tendrá la misma dirección y sentido que el campo magnético principal.

La precesión de los núcleos introducidos en un campo magnético tiene una frecuencia (frecuencia Larmor) que depende de la potencia del campo y de las propiedades de cada núcleo y que se encuentra en el espectro de las ondas de RF.

El núcleo que se utiliza para la obtención de imágenes de resonancia magnética es el de hidrógeno, también denominado protón. Otros núcleos magnéticos que se encuentran en el cuerpo humano como el fósforo, carbono-13 y sodio son también utilizados en estudios de espectrometría por RM.

Cuando los protones están alineados con el campo magnético principal se encuentran en estado de equilibrio, pero si se aplica un pulso de RF que tenga la misma frecuencia que la frecuencia de precesión de los protones, se provoca una transferencia de energía entre estos dos sistemas, es decir, estos dos sistemas entran en resonancia. Durante este proceso de resonancia, los protones del cuerpo absorben energía y pasan de un estado de reposo a un estado de excitación. Al cesar el pulso de radiofrecuencia, los protones previamente excitados tienden a regresar a su situación de reposo, de mayor estabilidad, liberando la energía previamente absorbida. El tiempo que tarda un tejido en recuperar la situación de reposo se conoce como tiempo de relajación.

Existen dos medidas de tiempo asociadas con el proceso de excitación-relajación de los protones: *a)* el tiempo de relajación longitudinal (T1) o relajación *spin-medio*, y *b)* el tiempo de relajación transversal (T2) o *spin-spin*.

Tiempo de relajación longitudinal (T1)

Es el tiempo que tarda en recuperar la posición de equilibrio tras la excitación con un pulso de RF. El T1 depende de múltiples factores. Así, los tiempos de relajación longitudinal –T1– serán diferentes según la composición tisular y podremos caracterizar los tejidos: por ejemplo, la grasa tiene un T1 muy corto (muy hiperintenso) mientras que el líquido tiene un T1 muy largo (muy hipointenso).

La presencia de moléculas o iones paramagnéticos aumentan de forma muy significativa la velocidad de relajación longitudinal (acortan el T1). Este efecto paramagnético es la base del uso de los quelatos de gadolinio (Gd^{3+}) como medio de contraste en RM.

Tiempo de relajación transversal (T2)

Al aplicar un pulso de RF los protones precesan como un sistema coherente –en fase– pero inmediatamente empiezan a perder la coherencia de fase y se produce una disminución de la magnetización. Esta pérdida de la coherencia de fase es la base del T2.

El T2 de un tejido nos ayuda a su caracterización; así, los tejidos con alto contenido en agua, como el líquido cefalorraquídeo o los quistes, tienen un T2 largo (muy hiperintenso), mientras que otros tejidos tienen un T2 corto (hipointensos) como el gas/aire, el calcio (depositado en cantidades macroscópicas), la cortical de los huesos, tendones, ligamentos, fibrocartílago y tejido fibroso maduro y las sustancias con hemoderiva.

COMPONENTES DE UN EQUIPO DE RM

Imán

El imán es el que genera el campo magnético principal, que debe ser lo más estático, estable y homogéneo posible.

Gradientes de campo

Son electroimanes dispuestos en los tres planos del espacio (X, Y, Z) y que tienen una potencia mínimamente diferente en cada uno de sus extremos. Estas diferencias provocarán que la frecuencia de precesión de los protones sea ligeramente diferente en distintos puntos del espacio; diferencias que espacialmente codificadas según la dirección y orientación de los gradientes X, Y, Z permiten generar imágenes con planos anatómicos.

Generador de la radiofrecuencia

Genera las ondas de RF necesarias para excitar los espines. Son pulsos de RF de duración muy corta y frecuencia igual a la frecuencia de precesión de los núcleos que se pretende excitar.

Antenas o bobinas

Las antenas o bobinas son dispositivos que, colocados próximos al cuerpo que se está estudiando, permiten obtener una excitación y/o posterior detección de la señal óptima. Pueden ser emisoras y receptoras de señales de RF o únicamente receptoras.

Receptor-amplificador

Detector muy sensible de señales de RF que amplifica las señales liberadas por los protones.

Sistema de adquisición de datos-computadora

Después de pasar por el receptor donde la señal ha sido captada y amplificada, la señal pasa a un convertidor analógico-digital que transformará las señales de RF en gama de grises determinando la intensidad de cada pixel de un plano tomográfico.

Consola principal y consola auxiliar (posprocesado de imágenes)

La consola principal es desde la que se programa el estudio y se ven las imágenes en el momento que son adquiridas.

Algunos equipos de RM están dotados de una segunda consola de trabajo en la que se pueden realizar posprocesados de imagen, cálculos de volúmenes, masa etc., sin que este tiempo de ocupación de consola interfiera en la adquisición de otras imágenes o estudio de otros pacientes desde la consola principal.

Desde una u otra consola se envían las imágenes al sistema de impresión (placa fotográfica, papel, etc.) y al sistema de almacenamiento final que pueda poseer cada equipo.

ASPECTOS TÉCNICOS DE LA RM CARDÍACA

La resonancia magnética es una técnica de imagen no invasiva que permite analizar el sistema cardiovascular según unos principios físicos diferentes a las técnicas de imagen previamente utilizadas, que le confiere ciertas ventajas y limitaciones frente a los clásicos estudios de imagen cardíacos mediante cateterismo y ecocardiografía.

La RM es una técnica de imagen óptima para demostrar la anatomía interna de las cavidades cardíacas, el miocardio, el pericardio y las estructuras mediastínicas adyacentes. Su superioridad respecto a otras técnicas de imagen se basa fundamentalmente en tres puntos:

1. Campos de visión amplios, de hasta 450 mm, que permiten ver en un solo plano todo el tórax.
2. Posibilidad de obtener imágenes en múltiples planos del espacio (ortogonales al cuerpo: axial, coronal y sagital, e intrínsecos cardíacos: eje corto, eje largo, 2 cámaras, 4 cámaras, etc.).
3. Ausencia de limitaciones para obtener imágenes de RM que dependan del hábito corporal del paciente, de la interposición de aire pulmonar o del esqueleto óseo de la caja torácica.

Las secuencias de cine-RM proporcionan la posibilidad de estudiar la función del corazón y así realizar una valoración no invasiva del flujo y sus posibles alteraciones, y valoraciones cuantitativas y semicuantitativas de los volúmenes cardíacos¹¹. Se han desarrollado recientemente técnicas de RM que permiten medir el flujo y obtener medidas cualitativas y cuantitativas del volumen y velocidad del flujo en los vasos de mayor calibre. Estas técnicas están siendo actualmente aplicadas de manera satisfactoria al sistema cardiovascular para cuantificar la función ventricular global y parcial, la enfermedad valvular cardíaca, la enfermedad arterial pulmonar, la enfermedad torácica aórtica, las enfermedades cardíacas congénitas y la enfermedad isquémica miocárdica^{12,13}. Actualmente se acepta que la RM cardíaca puede complementar la información obtenida mediante ecocardiografía cuando ésta presenta limitaciones en situaciones clínicas concretas y puede, en algunos casos, reemplazar a la angiografía^{14,15}.

Secuencias de pulso en RM cardíaca

Se denominan secuencias de pulso a las diferentes técnicas de RM que, modificando la forma de aplicar la RF, permiten obtener información de diferentes características magnéticas de los tejidos y del flujo intracardiovascular. Las diferentes formas de aplicar la RF [tiempo de repetición (TR), tiempo de eco (TE), ángulo de inclinación (α o θ), tiempo de inversión TI, tren de ecos, etc.] proporcionan secuencias que básicamente podemos agrupar en secuencias *spin-echo* (SE) y secuencias *gradient-echo* (GE).

Secuencias spin-echo (SE)

Las secuencias SE con sincronización electrocardiográfica son las habitualmente empleadas para obtener estudios morfológicos cardíacos y de caracterización de tejidos. El tiempo de repetición (TR) tiene que ser igual al intervalo R-R del electrocardiograma (ECG) del paciente. El número de cortes que se adquieren en estas secuencias dependerá del TR y, por tanto, de la frecuencia cardíaca del paciente. En estas secuencias, los datos necesarios para crear la imagen de cada corte se adquieren en la misma fase del ciclo cardíaco, pero cada uno de los planos estará obtenido en un momento diferente del ciclo cardíaco.

En las secuencias SE, los pulsos de RF son selectivos para cada corte y la sangre que fluye a través del plano de corte durante la obtención de la imagen de RM no proporcionará señal (vacío de señal intracardiovascular). De esta manera, la pared de las estructuras cardiovasculares quedará contrastada con el flujo (negro en estas secuencias).

Las imágenes de RM con sincronismo cardíaco, con el TR igual al tiempo de un espacio R-R del ECG, son básicamente imágenes potenciadas en T1. Modifican-

TABLA 1. Diferencias entre las secuencias *spin-echo* y *gradient-echo*

	<i>Spin-echo</i>	<i>Gradient-echo</i>
Sincronismo cardíaco	Sí	Sí
Tiempo de repetición (TR)	Según intervalo R-R	Según intervalo R-R
Tiempo de eco (TE)	Corto (25-35 ms)	Corto (25-35 ms)
Ángulo de inclinación	–	Intermedio (35°-45°)
Campo de visión*	250-450 mm	250-450 mm
Flujo	Vacío de señal	Muy hiperintenso
Contraste tisular	Grasa Hiperintensa Miocardio Intermedia	Moderadamente hiperintensa Intermedia

* Según superficie corporal del paciente y patología a estudiar.

do los parámetros de adquisición podremos obtener imágenes potenciadas en T2. Las características de la señal de un tejido en T1 y en T2, así como su comportamiento tras inyección de contrastes paramagnéticos, nos permiten diferenciar la composición de una masa y discernir entre diferentes tejidos (tabla 1).

Secuencias *gradient-echo* (GE)

Las secuencias GE son las habitualmente utilizadas en los estudios funcionales cardíacos. Son secuencias que tienen una resolución temporal muy alta y permiten obtener muchas imágenes durante cada ciclo cardíaco. El número de imágenes dependerá del tiempo R-R. Las imágenes se pueden obtener en un solo plano (un corte: multifase) que mostradas en el monitor consecutivamente produce una simulación del movimiento de las estructuras cardiovasculares y que se conoce como cine-RM, o en múltiples planos, de modo que en cada plano se obtengan varias imágenes en diferentes fases del ciclo cardíaco, lo que se denomina secuencia multicorte-multifase.

En las secuencias GE el flujo es completamente hiperintenso y la sangre que fluye proporciona, por sí misma, sin necesidad de inyectar contrastes, una imagen similar a la que se obtiene en los estudios angiográficos o en los cateterismos.

Secuencias ultrarrápidas

A partir de las secuencias GE se han desarrollado nuevas formas de adquirir las imágenes en tiempos mucho más cortos, del orden de los milisegundos. Estas secuencias se denominan genéricamente secuencias GE ultrarrápidas o turbo-eco de gradiente. Tienen las mismas aplicaciones que las secuencias GE antes descritas, con la posibilidad de obtener muchas imágenes en cada ciclo cardíaco y analizarlas en forma de cine-RM, pudiendo evaluar tamaño, forma y motilidad cardíaca en cada fase del ciclo. Además, estas secuencias, al obtener las imágenes en tiempos tan cortos,

permiten analizar la perfusión miocárdica tras inyección de contrastes.

Secuencias *echo-planar* (EPI)

Es la secuencia más rápida de las que se dispone en la actualidad. Las imágenes se adquieren en décimas de segundo, lo que permite adquirir imágenes del ciclo cardíaco en tiempo real y analizar la perfusión miocárdica.

Otras modalidades de la RM de utilidad en el estudio cardiovascular

Mapa de velocidades de flujo por análisis de fase

Permite la cuantificación del flujo sanguíneo. Se basa en el principio según el cual, cuando los espines se mueven en la misma dirección que el campo magnético, se produce un desfase que es proporcional a la velocidad y a la intensidad del gradiente del campo. La sustracción de dos imágenes obtenidas en presencia de gradientes bipolares inversos permite obtener una imagen de magnitud que representa el tejido estacionario y una imagen del flujo cuya intensidad de señal es proporcional a su velocidad. Estas imágenes permiten una cartografía instantánea de velocidad de la sangre circulante durante cada una de las fases en que se divide el ciclo cardíaco. Una de las ventajas de esta técnica radica en la posibilidad de obtener mapas de velocidad en las tres direcciones ortogonales del plano de estudio mediante una sola adquisición.

Marcaje (tagging) miocárdico

Consiste en marcar un punto específico del miocardio con pulsos de presaturación y observar su comportamiento a lo largo del ciclo cardíaco. Permite el análisis de la motilidad miocárdica con la seguridad de que el segmento que se está analizando en todas las fases del ciclo cardíaco corresponde al mismo segmento del miocardio.

Contrastes en RM cardíaca

La inyección intravenosa de contrastes paramagnéticos, fundamentalmente basados en el uso de quelatos de gadolinio, produce un acortamiento del T1 de la sangre circulante y así provoca un aumento de la señal de la luz de las estructuras cardiovasculares durante el tiempo de tránsito del contraste por el torrente circulatorio (de manera similar a como lo hacen los contrastes yodados en los estudios angiocardiográficos). Este contraste provoca aumento de la señal de los tejidos vascularizados y posteriormente se elimina por filtración glomerular.

El uso de contrastes paramagnéticos, unido a las técnicas ultrarrápidas y a la posibilidad de obtener imágenes

nes en 2D y 3D, aumenta la sensibilidad para evaluar la luz vascular, evaluar estenosis y analizar la perfusión de los tejidos sólidos (miocardio, tumores etc.).

Últimamente se están desarrollando (en fase de ensayo preclínico) contrastes superparamagnéticos basados en la presencia de moléculas de hierro y de un tamaño tal que permanecen en el torrente circulatorio durante horas, lo que parece que permitirá una mejor valoración de algunas áreas de la anatomía-patología cardiovascular.

Preparación del paciente

La práctica de un estudio de RM cardíaca exige una mínima colaboración del paciente, que debe entender que se verá obligado a permanecer por un espacio de tiempo de 30-60 min en posición de decúbito, inmóvil, aunque confortable, en el interior del tubo del equipo. Por ello, los niños de corta edad y los pacientes desorientados o agitados deberán ser sometidos a sedación o anestesia.

Por otra parte, si bien el campo magnético en el interior de la sala de exploración no provoca efectos biológicos demostrados en el organismo, sí puede, en determinadas circunstancias, dar lugar a efectos incluso peligrosos. Por ello, es preciso un breve interrogatorio sistemático en cada paciente previamente a la exploración a fin de descartar a aquellos que presenten alguna de las contraindicaciones que se relacionan en la tabla 2. Existen publicaciones detalladas de la posible interferencia del campo magnético con implantes de los que el paciente pueda ser portador¹⁶.

RECOMENDACIONES SOBRE FORMACIÓN Y MANTENIMIENTO DE COMPETENCIA DEL CARDIÓLOGO EN LA PRÁCTICA DE LA RM CARDÍACA

En un intento de elaborar unas recomendaciones concretas sobre estos aspectos, este comité formula las siguientes sugerencias, basadas en una propuesta reciente de la Society for Cardiovascular Magnetic Resonance, debatida en su Reunión Internacional de enero de 1999:

1. Entrenamiento teórico: asistencia a un curso dedicado a RM cardíaca.
2. Entrenamiento práctico básico: participación en la interpretación de 100 estudios de RM cardíaca y en la realización de 50 estudios, bajo supervisión.
3. Mantenimiento de competencia: actualización teórica con asistencia anual a un curso dedicado a la técnica y realización práctica de 50 exploraciones anuales.

El volumen de actividad que debe mantener un centro determinado para ser considerado como de referencia en RM cardíaca se estima en 100 exámenes anuales.

TABLA 2. Contraindicaciones para realizar una exploración por RM

Marcapaso, desfibrilador implantable o neuroestimulador
Clips férricos intracraneales
Cuerpo extraño metálico intraocular
Fragmento mecánico cercano a estructura vital (proyectil)
Implante coclear o audífono
Prótesis valvular cardíaca Starr-Edwards modelo 6000 (o anteriores)
Claustrofobia
Paciente crítico instrumentalizado (catéter de Swan-Ganz)
Embarazo (relativa, efecto teratogénico no demostrado)

INDICACIONES PARA LA PRÁCTICA DE UN ESTUDIO DE RM CARDÍACA

Sobre la base de la experiencia actual es posible definir entidades clínicas concretas en cuyo proceso diagnóstico es de utilidad la práctica de un estudio por RM, siempre y cuando se lleve a cabo por un grupo clínico iniciado en la técnica y con un equipamiento adecuado.

Siguiendo las mencionadas directrices del Comité de la Sociedad Europea de Cardiología y la Asociación de Cardiólogos Pediátricos Europeos¹, las indicaciones clínicas para la práctica de una RM en las enfermedades cardíacas se pueden sistematizar en cinco categorías:

I: la RM proporciona información clínica relevante y está generalmente indicada como técnica de imagen de primer orden.

Ila: proporciona asimismo información clínica útil para el diagnóstico, aunque esta información puede ser obtenida también por medio de otras técnicas de imagen.

Ilb: puede aportar información relevante pero no se aplica con frecuencia debido a que otras técnicas proporcionan la misma información de forma adecuada.

III: no proporciona información clínicamente de utilidad.

Inv: potencialmente útil, aunque todavía sometida a investigación clínica.

Cardiopatías congénitas (tabla 3)

El estudio de las cardiopatías congénitas ocupa un lugar cuantitativamente destacado en la actividad de los grupos dedicados a la RM cardíaca, ya que supone aproximadamente una tercera parte del total de exploraciones¹⁷. Esto se explica por la capacidad de la RM de definición de los aspectos morfológicos del corazón y grandes vasos y al amplio campo de visión que permite, lo que facilita el estudio de las relaciones entre las diversas estructuras. En el momento actual podemos decir que el valor de la técnica ha sido bien establecido en este campo, tanto por grupos destacados a

nivel internacional¹⁸ como nacionales¹⁹. En su condición de técnica de imagen, la RM va de la mano con la ecocardiografía en este terreno, siendo preciso conocer las situaciones en que mejor se pueden aprovechar los recursos de una y otra^{20,21}. Así, podemos considerar de manera general que la RM es una indicación prioritaria cuando las demás técnicas de imagen no son concluyentes, o bien cuando el cateterismo cardíaco no se considera justificado, particularmente en casos de malformaciones complejas. Por todo ello se hace precisa, en el estudio de las cardiopatías congénitas por RM, la colaboración, no tan sólo de radiólogo y cardiólogo, sino también la del cardiólogo pediatra, a efectos de planificar de la manera más rentable la exploración.

Desde el punto de vista técnico, una exploración de RM en un caso de cardiopatía congénita debe comprender secuencias en *spin-echo* en los tres planos naturales (axial, sagital y coronal), cuyo estudio integrado permitirá establecer las correspondencias morfológicas adecuadas, mientras que la obtención adicional de planos oblicuados dependerá de la información precisa en cada caso. Las secuencias en *gradient-echo* se practicarán cuando se requiera información funcional.

Aurículas

La RM es particularmente apta para determinar el *situs* visceroastral y el tipo de drenaje venoso, sistémico y pulmonar²².

Aunque es asimismo útil para el estudio de la comunicación interauricular, no son infrecuentes las imágenes de falso defecto en la membrana de la fosa oval, dada la delgadez de la misma, siendo en general suficiente la ecocardiografía, particularmente transesofágica, para un estudio completo de la comunicación interauricular. Es preciso recordar, no obstante, que en caso de que se requiera un cálculo preciso de cualquier tipo de cortocircuito intracardíaco, la técnica de la RM con estudio de mapa de velocidades es la de elección²³.

La técnica es también de utilidad en el estudio de las aurículas después de corrección quirúrgica de drenaje anómalo venoso pulmonar o tras la interposición de parches de derivación auricular en la transposición de grandes vasos²².

En el estudio de las conexiones aurículo-ventriculares, por otra parte, la RM no aventaja a la ecocardiografía, por lo que en este terreno cabe considerarla como complementaria a la misma en casos seleccionados.

Ventrículos

Igual podemos decir de la comunicación interventricular, por lo menos de la aislada, para cuyo estudio la ecocardiografía es apropiada.

En casos de malformaciones asociadas, como la tetralogía de Fallot, atresia pulmonar o tricuspídea, ventrículo único o doble salida, la RM es de mayor utili-

TABLA 3. Indicaciones de estudio por resonancia magnética en pacientes con cardiopatía congénita o sospecha de ella

Indicaciones	Clase
Generales	
Evaluación de la anatomía y/o el funcionalismo en caso de que persistan dudas tras un estudio ecocardiográfico o angiohemodinámico	I
Previamente a un cateterismo cardíaco en malformaciones complejas	I
Estudios de seguimiento cuando la ecocardiografía no aporta información completa y el cateterismo no se considera indicado por no requerir el caso datos de presiones o resistencias vasculares	I
Específicas	
<i>Situs</i> visceroastral	
Anomalías aisladas	IIa
Anomalías asociadas con malformaciones complejas	I
Aurículas y retorno venoso	
Comunicación interauricular (<i>ostium primum</i> y <i>secundum</i>)	IIa
Anomalías del retorno venoso pulmonar, especialmente en malformaciones complejas y en el <i>cor triatriatum</i>	I
Reparación quirúrgica del retorno venoso pulmonar anómalo	I
Anomalías del retorno venoso sistémico	I
Válvulas aurículo-ventriculares	
Evaluación morfológica de las válvulas mitral y tricuspídea	IIb
Función valvular	IIb
Anomalía de Ebstein	IIb
Defecto septal aurículo-ventricular	IIb
Ventrículos	
Comunicación interventricular aislada	IIb
Comunicación interventricular asociada a anomalías complejas	I
Aneurisma y divertículo ventricular	IIa
Valoración de la función ventricular derecha e izquierda	I
Válvulas sigmoideas	
Estenosis o displasia valvular pulmonar	IIb
Estenosis supraavicular pulmonar	IIa
Regurgitación pulmonar	I
Estenosis valvular aórtica aislada	IIb
Estenosis subvalvular aórtica	IIb
Estenosis supraavicular aórtica	I
Grandes arterias	
Transposición de grandes vasos	IIa
Seguimiento postoperatorio de fístulas	I
Aneurisma del seno de Valsalva aórtica	I
Coartación aórtica	I
Anillos vasculares	I
Persistencia del conducto arterioso	IIb
Ventana aortopulmonar	I
Anomalías congénitas de las arterias coronarias	Inv
Origen anómalo de arterias coronarias en adultos	I
Atresia pulmonar	I
Estenosis central de las arterias pulmonares	I
Estenosis periférica de las arterias pulmonares	Inv

dad, aunque en estos casos sigue siendo complementaria a la ecocardiografía.

En lo que al estudio de los ventrículos se refiere, la RM adquiere protagonismo en dos aspectos: la presencia de anomalías morfológicas del tipo del aneurisma o el divertículo ventricular, que con frecuencia presentan dificultades en el acceso ecocardiográfico, y el estudio del funcionalismo ventricular derecho²⁴, dada su importancia en el pronóstico de buen número de cardiopatías congénitas.

Por lo que respecta a la patología de las válvulas semilunares, de nuevo la RM se ve sobrepasada por las técnicas ultrasónicas, con excepción de los raros casos de estenosis pulmonar o aórtica supraválvulares, cuya delimitación anatómica por ecocardiografía suele estar limitada y que son tributarios de estudio por RM. En el caso particular de la regurgitación sigmoidea pulmonar, frecuente después de determinadas intervenciones, como la corrección completa de la tetralogía de Fallot, la RM con técnicas de mapeo de velocidades proporciona una exacta cuantificación del volumen regurgitante²⁵, útil para estudios de seguimiento y para una eventual decisión de intervención quirúrgica.

Grandes arterias

El importante capítulo de las malformaciones de aorta y arteria pulmonar constituye un terreno óptimo para aprovechar las características de la RM, ya que la ecocardiografía se ve limitada por la interposición de tejido pulmonar, mientras que la angiografía conlleva con frecuencia un riesgo relativamente elevado en pacientes de corta edad con graves malformaciones, que puede evitarse con un estudio por RM.

Así, la técnica define con precisión la anatomía, tamaño y posición tanto del origen²⁶ como de los segmentos más distales de la arteria pulmonar²⁷ y la aorta²⁸. Por ello, la RM es la técnica de elección en el diagnóstico de la atresia pulmonar y en la estenosis central de la arteria pulmonar, así como en los aneurismas del seno de Valsalva aórtico, en los anillos vasculares y en las malformaciones del arco aórtico.

La coartación aórtica es de especial interés, puesto que es probablemente la principal indicación, en la práctica, de un estudio de RM de entre todas las cardiopatías congénitas. La técnica ofrece aquí información sobre la anatomía de la coartación y de los segmentos proximal y distal de la aorta, al programar cortes oblicuos orientados sobre el plano de la aorta, de gran interés quirúrgico, así como imágenes de posible circulación colateral y, con la ayuda de las técnicas de mapa de velocidades, también del gradiente de presión o del flujo colateral²⁹. Estos recursos la convierten, además, en especialmente útil en el seguimiento postoperatorio de estos pacientes³⁰.

En cuanto a las comunicaciones aortopulmonares, la RM no aventaja a la ecocardiografía en el estudio del

TABLA 4. Indicaciones de estudio por resonancia magnética en las enfermedades adquiridas de los grandes vasos

Indicaciones	Clase
Diagnóstico del aneurisma de aorta torácica	I
Diagnóstico y seguimiento de la enfermedad de Marfan	I
Diseccción aórtica	
Diagnóstico de la diseccción aguda	IIa
Diagnóstico de la diseccción crónica	I
Diagnóstico del hematoma intramural aórtico	I
Diagnóstico de la úlcera penetrante ateromatosa aórtica	I
Seguimiento de la patología aórtica adquirida	I
Anatomía arterial pulmonar	I
Embolismo pulmonar	
Diagnóstico del embolismo pulmonar central	IIb
Diagnóstico del embolismo pulmonar periférico	Inv
Estudio del flujo pulmonar y de la hipertensión arterial pulmonar	IIb
Estudio de las venas torácicas	I

conducto arterioso permeable, ya que la técnica puede dar lugar a falsos diagnósticos negativos si no se programan secuencias apropiadamente orientadas y con cortes suficientemente delgados. En el caso menos frecuente de la ventana aortopulmonar, la RM sí es de utilidad, particularmente con el uso de secuencias de cine-RM en *gradient-echo* que proporcionan imágenes del cortocircuito.

Un caso particular de indicación de estudio por RM es el origen anómalo de las arterias coronarias, donde la aplicación de técnicas de *gradient-echo* ultrarrápidas con la orientación adecuada proporciona imágenes diagnósticas del origen de los vasos coronarios³¹.

Por último, en el progresivamente mayor número de pacientes portadores de cortocircuitos quirúrgicos extracardíacos, la RM es asimismo una técnica de diagnóstico y seguimiento de primer orden³², dadas las dificultades de visualización de los mismos por ecocardiografía.

Enfermedades adquiridas de los grandes vasos (tabla 4)

El estudio de patología adquirida de la aorta es, probablemente, el aspecto que mayor volumen de estudios de RM cardiovascular genera en el momento actual¹⁷. Esto es debido a que las limitaciones de otros métodos de imagen, como la incompleta visualización de la aorta torácica por ecocardiografía, la limitación al plano axial y la necesidad de contraste en los estudios de tomografía computarizada, y el carácter invasivo de la angiografía, no existen en el caso de RM, donde se puede aprovechar el amplio campo de visión, las ilimitadas posibilidades de angulaciones, la excelente resolución natural entre las estructuras sólidas y el flujo sanguíneo y su carácter absolutamente no invasivo.

Existen modalidades de la RM relativamente especializadas que resultan apropiadas para el estudio de los vasos, generalmente basadas en secuencias *gradient-echo* ultrarrápidas realizadas con el uso de contraste paramagnético y con programas de reconstrucción tridimensional, que han dado lugar a una verdadera «subespecialización» de la técnica, conocida como angi resonancia³³. Estas secuencias, no obstante, no están disponibles de forma regular en todos los sistemas de RM. Afortunadamente, por otra parte, con la aplicación de las secuencias *spin-echo* y *gradient-echo* estándar es posible obtener estudios diagnósticos apropiados en el estudio de la patología aórtica, y con esta perspectiva vamos a considerar su aplicación en este apartado.

Aneurisma aórtico

Un estudio de RM planificado incluso con una simple secuencia en *spin-echo* en los tres planos naturales del espacio no debe pasar por alto la presencia de un aneurisma localizado de la aorta torácica, sea fusiforme o sacular, permitiendo además establecer sus dimensiones, extensión y relaciones con las estructuras vecinas. Para estudiar las características del flujo sanguíneo en su interior, distinguiendo entre un flujo enlentecido y un eventual fenómeno de trombosis, se puede recurrir a secuencias en *gradient-echo*. La RM es también la técnica óptima para el seguimiento de estos pacientes, ya que la decisión terapéutica quirúrgica se basa en el tamaño del aneurisma y su patrón de crecimiento, en los casos de aneurismas de origen arterioscleroso y, especialmente, en los pacientes con síndrome de Marfan, en los que la disección aórtica es una complicación relativamente frecuente y que se puede presentar de forma asintomática³⁴.

Patología aguda de aorta

Un buen número de estudios comparativos entre diferentes técnicas de imagen, incluida la angiografía^{35,36}, han demostrado un alto valor diagnóstico de todas ellas, aunque con valores de sensibilidad y especificidad ligeramente superiores para la RM, tanto en el diagnóstico de disección como en la detección de sus complicaciones o anomalías asociadas. A pesar de ello, y dado el buen rendimiento de todas las técnicas no invasivas en el diagnóstico de la disección, es lógico que en cada centro se considere de primera elección aquella mejor desarrollada o más disponible en cada momento. Es discutible, por otra parte, que el paciente inestable con sospecha de disección aórtica deba ser sometido sistemáticamente a un estudio por RM, y ello más por razones estratégicas que técnicas, ya que el relativo aislamiento del paciente durante la exploración y el tiempo que ésta requiere pueden dificultar una eventual intervención médica en caso de necesi-

dad. Es claro, por otra parte, que los pacientes estables o bien los casos que se asisten fuera de la fase aguda se pueden beneficiar al máximo de la RM en caso de que ésta se encuentre disponible.

La hemorragia intramural aórtica es una entidad que se considera hoy día como parte del espectro clínico de la disección aórtica, de la que se diferencia por la ausencia de un desgarro en la capa íntima del vaso³⁷. La alta sensibilidad de la RM para detectar la presencia de sangre acumulada en la pared aórtica la convierte en un recurso diagnóstico de primer orden en esta entidad³⁸, especialmente por el hecho de que, con frecuencia, el hematoma intramural se asocia a otras alteraciones de la aorta, como una verdadera disección en otros segmentos del vaso, que no pasarán desapercibidas en un estudio completo de RM.

La úlcera penetrante aórtica reconoce, a diferencia de la disección y el hematoma intramural, un origen arterioscleroso, aunque el cuadro clínico y el enfoque terapéutico son similares. La RM, de nuevo, gracias al estudio exhaustivo que permite de la aorta, es la técnica de elección en el diagnóstico³⁹.

El paciente que ha presentado cualquiera de los cuadros que hemos comentado, y que configuran la patología aguda de aorta, es asimismo tributario de estudios de seguimiento por RM, tanto si ha sido intervenido como si ha sido sometido a tratamiento médico.

Patología arterial pulmonar

Ya se ha comentado el valor de la RM en el estudio morfológico de la arteria pulmonar en el apartado de las cardiopatías congénitas.

Por lo que respecta a la patología adquirida, en la que destaca el tromboembolismo pulmonar, existen recientes experiencias⁴⁰ utilizando técnicas en *gradient-echo* ultrarrápidas con ayuda de contraste que permiten obtener una verdadera angiografía pulmonar no invasiva, y que han sido aplicadas con éxito en el diagnóstico del tromboembolismo, si bien el valor real de la técnica en este aspecto debe ser contrastado en estudios más extensos, especialmente por lo que respecta a las imágenes del árbol pulmonar periférico.

La RM es también potencialmente útil, mediante la técnica de mapeo de velocidades, en el estudio del perfil de las curvas de flujo en la arteria pulmonar, del que se puede obtener información, de forma similar al estudio Doppler, sobre las resistencias arteriales pulmonares.

Patología de las grandes venas torácicas

Aparte de la utilidad de la RM en el estudio de las malformaciones congénitas de las venas torácicas, ya comentada, también en la patología adquirida a este nivel la técnica destaca como instrumento de primer orden en casos de ocupación trombótica o tumoral⁴¹.

TABLA 5. Indicaciones de estudio por resonancia magnética en pacientes con cardiopatía valvular adquirida

Indicaciones	Clase
Morfología valvular	III
Morfología de las cavidades cardíacas	IIb
Trombosis intracavitaria	IIb
Función auricular o ventricular	IIb
Detección y cuantificación de regurgitaciones valvulares	IIa
Detección y cuantificación de estenosis valvulares	IIb
Detección de vegetaciones valvulares en la endocarditis infecciosa	III
Detección de abscesos paravalvulares	IIa
Estudio de prótesis valvulares	IIb

La utilización de técnicas de mapeo de velocidad aplicada a las venas cavas permite la determinación de perfiles de flujo, de utilidad en el estudio de las alteraciones del llenado cardíaco⁴².

Indicaciones de estudio por resonancia magnética en pacientes con cardiopatía valvular adquirida (tabla 5)

El diagnóstico de las valvulopatías es un terreno en el que la RM se enfrenta al reto de la ecocardiografía, con la cual está, en general, en desventaja, aunque tiene interés conocer las posibilidades de la técnica en este aspecto, por cuanto constituye un método alternativo de imagen que puede adquirir relevancia en determinadas circunstancias.

La RM cardíaca puede distinguir los velos valvulares engrosados de los que tienen espesor normal, pero es poco sensible en la detección de los depósitos de calcio que frecuentemente se asocian a las valvulopatías. Mediante secuencias de cine en *gradient-echo* se pueden identificar las vegetaciones producidas en la endocarditis infecciosa⁴³. Sin embargo, donde la RM ofrece una alternativa real al ecocardiograma es en el estudio morfológico de la patología valvular en el diagnóstico de los abscesos paravalvulares⁴⁴.

El reconocimiento del grado de disfunción ventricular que secundariamente producen las valvulopatías tiene implicaciones clínicas y terapéuticas. La RM ha demostrado ser una técnica precisa para la estimación de la masa^{45,46}, volúmenes y fracción de eyección de ambos ventrículos^{47,48}, y es una alternativa a la ecocardiografía cuando ésta se vea limitada. El cálculo del volumen por latido ventricular se determina por la diferencia entre el volumen telediastólico y telesistólico obtenidos por el método de Simpson, con secuencias de *spin-echo* o cine por *gradient-echo*. Este procedimiento es preciso y accesible a cualquier equipo de RM general.

Regurgitaciones valvulares

En la práctica clínica, el manejo de las insuficiencias valvulares requiere la identificación del momento óptimo para la intervención quirúrgica y el establecimiento de la frecuencia de las revisiones durante el seguimiento. Para tomar estas decisiones es preciso, entre otros, obtener una correcta valoración de la severidad de la regurgitación y del grado de disfunción ventricular mediante técnicas preferiblemente no invasivas, entre las que la RM ofrece una excelente precisión. En las insuficiencias valvulares, la cuantificación del volumen regurgitante (VR) y la fracción de regurgitación (FR) mediante RM se puede realizar con dos métodos diferentes. Uno de ellos se basa en la determinación de volúmenes ventriculares y el otro en la cuantificación del volumen de flujo en aorta, arteria pulmonar o anillo mitral. Cuando una sola válvula es insuficiente, el VR y la FR se obtienen de la comparación del volumen por latido del ventrículo izquierdo y del derecho⁴⁹ adquiridos con el método de Simpson descrito con anterioridad. Actualmente, algunos equipos de RM pueden incorporar secuencias que permiten el cálculo de flujo mediante mapas de velocidad^{50,51}. Es un procedimiento rápido que, cuando sólo una válvula es insuficiente, estima el VR y la FR aórtica o pulmonar mediante la comparación del volumen de flujo sistólico en la aorta ascendente y en el tronco de la arteria pulmonar o sus ramas^{52,53}. La cuantificación de la insuficiencia valvular pulmonar por este método es útil para realizar un adecuado seguimiento postoperatorio de los pacientes con tetralogía de Fallot²⁵.

Cuando la insuficiencia valvular aórtica se asocia a otras regurgitaciones valvulares, los valores del VR y la FR se obtienen de los volúmenes de flujo netos diastólico retrógrado y sistólico anterógrado en la aorta ascendente, usando técnicas de mapas de velocidad⁵⁴. El grado de regurgitación valvular pulmonar se estima de forma similar, cuantificando el flujo neto retrógrado en la arteria pulmonar. Si una sola válvula de cada lado del corazón es insuficiente, se pueden valorar comparando los volúmenes ventriculares obtenidos con el método de Simpson y el volumen de flujo sistólico determinado con mapas de velocidad.

Además de las técnicas cuantitativas descritas, existen otras que estiman la severidad de la regurgitación de forma semicuantitativa, analizando la turbulencia del chorro regurgitante en la cámara receptora. La medición del área, profundidad o volumen de la ausencia de señal que produce la turbulencia del chorro regurgitante en la cámara receptora se realiza con secuencias de cine ecogradiante⁵⁵⁻⁵⁷. Es un método sencillo y rápido que presenta buena correlación con Doppler color⁵⁸ y que tiene parecidas limitaciones en cuanto que son métodos semicuantitativos y dependientes de los parámetros técnicos seleccionados para el estudio⁵⁹. La estimación cuantitativa de la ausencia de señal que se

produce por el flujo de convergencia proximal al orificio de regurgitación permite estimar la severidad de la insuficiencia aórtica utilizando secuencias de cine en *gradient-echo*⁶⁰.

Estenosis valvulares y vasculares

Las estenosis valvulares, vasculares y de conductos quirúrgicos pueden ser valoradas con RM mediante el cálculo de la velocidad de flujo, a la que se aplica la ecuación modificada de Bernoulli para determinar el gradiente de presión transtenótico^{61,62}. La RM tiene la posibilidad de poder alinear la dirección del mapa de velocidad con la dirección del flujo estenótico, sin limitación de ventana. La estimación no invasiva de la severidad de las estenosis valvulares mediante mapas de velocidad de RM es una alternativa a la ecocardiografía en los casos en que ésta no sea concluyente. El análisis de la turbulencia del chorro en la cámara receptora de forma semicuantitativa y utilizando secuencias de cine en *gradient-echo* es otra forma menos precisa de valorar la severidad de las estenosis cuando no se dispone de mapas de velocidad. Una posibilidad adicional de la RM es que localiza mejor que otras técnicas la estenosis infra o supra valvular⁶³.

Ya que la RM permite conocer la anatomía y la velocidad de flujo sin limitación en la oblicuidad del plano de estudio, habitualmente es más eficaz que los ultrasonidos en la valoración de las estenosis de grandes vasos, sus ramas principales y conductos quirúrgicos^{62,64}.

Prótesis valvulares

La RM es capaz de valorar la disfunción de las prótesis valvulares mecánicas cardíacas^{65,66}. Con secuencias de cine ecogradiante se pueden diferenciar la regurgitación protésica fisiológica de la patológica y mediante mapas de velocidad se puede calcular el gradiente transprotésico. El metal de las prótesis produce un pequeño artefacto que habitualmente no impide el análisis del comportamiento del flujo a ambos lados del plano valvular. La indicación de RM se restringe a los casos en que la ecocardiografía transesofágica tenga limitaciones, no esté disponible o sea rechazada por el paciente.

El metal de las prótesis valvulares mecánicas no es ferromagnético y los campos magnéticos disponibles hoy día no afectan significativamente su función valvular⁶⁷. La fuerza que ejerce el latido cardíaco normal sobre las prótesis valvulares se ha calculado en alrededor de 7,2 Newton⁶⁸, que es muy inferior a la que produce el campo magnético que, por ejemplo en la prótesis de Björk-Shiley es de 0,00026 Newton y, en el peor de los casos de 0,0067 Newton para la prótesis de Starr-Edwards mitral Pre 6000⁶⁹.

TABLA 6. Indicaciones de estudio por resonancia magnética en las enfermedades del pericardio, tumores cardíacos, miocardiopatías y trasplante

Indicaciones	Clase
Derrame pericárdico	IIb
Pericarditis constrictiva	IIa
Detección y caracterización de tumores cardíacos	I
Miocardiopatía hipertrófica	IIa
Miocardiopatía dilatada	IIb
Displasia arritmogénica del ventrículo derecho	Inv
Miocardiopatía restrictiva	IIa
Trasplante cardíaco	
Rechazo agudo	III
Rechazo crónico	IIb
Otras complicaciones	III

Indicaciones de estudio por resonancia magnética en las enfermedades del pericardio, tumores cardíacos, miocardiopatías y trasplante (tabla 6)

Enfermedades del pericardio

La patología pericárdica fue uno de los primeros aspectos cardiológicos estudiados por RM⁷⁰. Para el caso del derrame pericárdico, no obstante, la ecocardiografía sigue siendo la técnica de elección, si bien la RM desempeña un importante papel auxiliar por su capacidad para discernir entre un contenido seroso, un exudado o un hemopericardio por las características de la señal en el interior del derrame, así como para delimitar su extensión en aquellos derrames localizados⁷¹.

La determinación del grosor del pericardio y, especialmente, el diagnóstico diferencial entre la pericarditis constrictiva y la miocardiopatía restrictiva, han representado tradicionalmente un desafío para las técnicas de imagen, incluyendo las invasivas. La técnica de RM en *spin-echo* sobre planos axiales permite delimitar con gran detalle el grosor del pericardio, que puede afirmarse que está anormalmente aumentado cuando es superior a 4 mm⁷², siendo éste un dato de gran valor en caso de que se plantee el mencionado diagnóstico diferencial.

Tumores y masas cardíacas y paracardíacas

Este apartado constituye otro de los campos en que la RM está indiscutiblemente indicada⁷³, no tan sólo por su amplio campo de visión y ausencia de interferencias con estructuras pulmonares, que posibilita una exacta determinación de la extensión de la masa en cuestión y sus relaciones, sino por el hecho de que permite orientar la naturaleza de la misma a partir de la señal que produce en las imágenes. Así, desde las señales hiperintensas a que dan lugar los tumores adiposos en *spin-echo* T1 hasta la práctica ausencia de se-

TABLA 7. Indicaciones de estudio por resonancia magnética en pacientes con enfermedad arterial coronaria

Indicaciones	Clase
Estudio de la función miocárdica	IIb
Detección de enfermedad arterial coronaria	
Análisis de la función regional ventricular izquierda bajo estrés	IIb
Estudio de la perfusión miocárdica	Inv
Angiografía coronaria	Inv
Angiografía de injertos aortocoronarios	IIb
Estudio del flujo coronario	Inv
Detección y cuantificación del infarto agudo de miocardio	III
Secuelas del infarto de miocardio	
Viabilidad miocárdica	IIa
Rotura del tabique interventricular	IIb
Insuficiencia mitral	IIb
Trombosis intraventricular	IIa

ñal de los quistes de contenido seroso, pasando por la posibilidad de demostrar la vascularización de una masa mediante la administración de gadolinio, la RM ofrece siempre valiosa información que justifica en todos los casos su práctica.

Miocardiopatías

El diagnóstico y la evaluación funcional de la miocardiopatía restrictiva suele ser posible de forma satisfactoria por medio de la ecocardiografía, siendo en este caso la RM un recurso auxiliar. No obstante, en el caso siempre problemático de que exista la sospecha de miocarditis, recientes observaciones en las que se ha utilizado la administración de gadolinio⁷⁴ sugieren que la presencia de inflamación miocárdica da lugar a cambios en la intensidad de señal bajo el efecto del contraste, permitiendo su detección, grado de actividad y extensión.

En lo que respecta a la miocardiopatía hipertrófica, estudios comparativos con la ecocardiografía⁷⁵ han demostrado una mayor capacidad de la RM para estudiar de forma exhaustiva todos los segmentos del ventrículo izquierdo, con lo que, si bien la técnica no está justificada de forma rutinaria en el diagnóstico de esta entidad, sí constituye un instrumento adicional de utilidad en el caso de que persistan dudas tras el estudio ecocardiográfico, lo que no es infrecuente en casos con afectación confinada a determinadas regiones del ventrículo, como sucede en la miocardiopatía hipertrófica apical⁷⁶.

La entidad conocida como displasia arritmogénica del ventrículo derecho ha despertado recientemente interés como sustrato etiológico de arritmias ventriculares potencialmente graves. El papel de la RM en su diagnóstico será probablemente relevante en el futuro,

dada su capacidad para el estudio morfológico del ventrículo derecho, que permite detectar áreas de adelgazamiento parietal o abombamiento localizado, así como la presencia de fenómenos de sustitución adiposa⁷⁷, un hallazgo de alto valor diagnóstico en esta entidad.

Trasplante cardíaco

A pesar de observaciones iniciales⁷⁸ que señalan que el rechazo cardíaco agudo puede dar lugar a cambios en la señal miocárdica de RM, la técnica no se ha mostrado de utilidad en la práctica, por el momento, en este aspecto.

Indicaciones de estudio por resonancia magnética en pacientes con enfermedad arterial coronaria (tabla 7)

Las aplicaciones cardiovasculares de la RM en el estudio de la cardiopatía isquémica se han incrementado de forma considerable en los últimos años, a juzgar por el creciente número de publicaciones al respecto. El potencial de conjugar en una sola técnica un estudio integrado de la morfología, función y perfusión miocárdica, la valoración de la anatomía y el flujo coronario y el estudio del metabolismo cardíaco mediante espectroscopia ha atraído a los investigadores⁷⁹ y ha sido demostrado como factible en la práctica^{80,81}, aunque dicha utilidad dista aún de ser una realidad en la práctica diaria actual.

La RM ha demostrado ser una técnica muy resolutive y que permite efectuar medidas más reproducibles y con menor variabilidad interobservador que la ecocardiografía⁸², incluida la valoración de la masa miocárdica⁸³, así como la contractilidad global y regional⁸⁴; pero la limitada disponibilidad del equipo, la falta de personal entrenado en la técnica y el desconocimiento de sus ventajas y aplicaciones por parte de la mayoría de la comunidad cardiológica son, por el momento, limitaciones para su introducción rutinaria en la práctica clínica.

Dicha perspectiva cambiará, sin duda, en cuanto sea una realidad el estudio de la anatomía coronaria de forma totalmente incruenta mediante RM⁸⁵. Es previsible que este hecho marque un hito en la utilización de la RM en cardiología, ya que disponer de una técnica que permita obtener durante una misma exploración una angiografía incruenta^{86,87}, junto con la cuantificación del flujo coronario⁸⁸ y el estudio de perfusión miocárdica⁸⁹, revolucionará el terreno de los medios diagnósticos, igual que la ecocardiografía-Doppler lo hizo en su día con el estudio de las valvulopatías⁹⁰.

En la práctica diaria actual, la resonancia magnética puede contribuir al estudio de la cardiopatía isquémica de varias formas, aunque en clara competencia con la ecocardiografía.

Estudio de la función ventricular

Interesará hacer un estudio de contractilidad global y segmentaria por RM en aquellos casos con mala ventana ecográfica en los que interese un seguimiento preciso del volumen ventricular y la fracción de eyección, sea como valoración de una intervención terapéutica intervencionista o farmacológica⁹¹. La introducción de las secuencias rápidas realizadas durante un corto período de apnea, junto con técnicas de *tag-ging*, que permiten el rastreo en el tiempo y el espacio de cualquier punto del miocardio, son la base para la valoración tridimensional simple, precisa y reproducible de la contractilidad ventricular, tanto en reposo como con estimulación farmacológica⁹². Asimismo, se ha demostrado que la utilización de contrastes que intensifiquen la señal de la sangre en las cavidades cardíacas y permitan una mejor definición de los bordes del miocardio facilita la utilización de mediciones automatizadas⁹³.

Estudio de la isquemia miocárdica

Los estudios de estrés farmacológico con dobutamina, aplicados especialmente para el estudio de viabilidad miocárdica en el caso de la RM^{94,95}, permiten un análisis más preciso de la contractilidad segmentaria que la ecocardiografía, así como la aplicación de programas informáticos con algoritmos para el estudio cuantitativo⁹⁶. No obstante, la reciente publicación de un artículo en el que se utilizan dosis altas de dobutamina para el diagnóstico de isquemia miocárdica⁹⁷ ha provocado ya la polémica de si la RM puede llegar a ser un competidor real de la ecocardiografía de estrés; las ventajas que se aducen para la RM son su excelente capacidad resolutoria para identificar los bordes endocárdico y epicárdico, permitiendo el análisis cuantitativo y cualitativo del movimiento y engrosamiento de las paredes miocárdicas⁹⁸.

La valoración de la perfusión miocárdica aún es una aplicación en fase de investigación clínica⁹⁹. Los avances técnicos que incorporan los últimos equipos de RM cardíaca permiten hacer estudios de perfusión de primer paso con verdadera utilidad práctica, como para el estudio del miocardio viable tras la reperfusión miocárdica post-IAM¹⁰⁰, y la introducción de nuevos agentes de contraste permite emular a los estudios isotópicos de perfusión con talio, pero con la consiguiente mayor resolución anatómica¹⁰¹. Es preciso, no obstante, avanzar en la obtención de agentes de contraste intravascular, por contraposición a los de distribución intersticial extravascular, como los que se utilizan en la actualidad, con el fin de permitir la obtención de relaciones predecibles entre la concentración miocárdica de contraste y los cambios de intensidad de la señal¹⁰².

Estudio del tamaño del IAM

Son clásicos los estudios que determinan el tamaño del IAM mediante la administración del contraste paramagnético gadolinio-DTPA, estudios que se han reproducido en nuestro país¹⁰³; no obstante, también son mejorables con la aparición de nuevos contrastes, habiéndose descrito la experiencia con un agente muy selectivo para las zonas de necrosis miocárdica¹⁰⁴.

Estudio de las complicaciones del IAM

Las complicaciones del IAM, como los aneurismas ventriculares, la existencia de una comunicación ventricular o la detección de una insuficiencia mitral, son fácilmente demostrables por RM, aunque el diagnóstico por ecocardiografía es igual de resolutorio y más práctico. No obstante, existen dos complicaciones en las que la RM puede ser una exploración complementaria de interés: la confirmación diagnóstica del pseudoaneurisma ventricular¹⁰⁵ y de los trombos intracavitarios, siendo en este último caso de gran utilidad las secuencias de cine-RM con la técnica *gradient-echo*. En este último caso puede ser de utilidad la administración de gadolinio-DTPA si queremos hacer un diagnóstico diferencial entre trombo, que no capta gadolinio, y tumor, que sí lo capta porque está vascularizado.

Angiografía coronaria por RM

El estudio de la anatomía y el funcionalismo coronario son el objetivo primordial de la RM cardíaca, si bien se hallan todavía en fase de investigación clínica. Se precisa del esfuerzo conjunto entre investigadores clínicos e ingenieros de las empresas de los equipos de RM para diseñar un nuevo *hardware* y *software* que permita obtener imágenes de resolución comparables a la angiografía radiológica. El compromiso existe y las publicaciones en la bibliografía nos dan cuenta de los progresivos avances realizados en este campo, tanto en la utilización de sincronización respiratoria, técnica que permite mejorar la resolución de las imágenes obtenidas¹⁰⁶, como en la obtención de imágenes tridimensionales¹⁰⁷, en este sentido, un avance respecto a la angiografía radiológica convencional. No obstante, con la tecnología disponible en los equipos actuales se han publicado estudios que demuestran aplicaciones prácticas de la angiografía por RM, como la valoración de los segmentos proximales de los troncos coronarios¹⁰⁸ y la detección de lesiones especialmente en el tronco común¹⁰⁹, el estudio de la permeabilidad coronaria después de colocado un *stent*¹¹⁰, el estudio de anomalías coronarias¹¹¹ y, por último, el estudio de la permeabilidad de los injertos aortocoronarios^{112,113}, una de las aplicaciones más antiguas de la RM convencional¹¹⁴ en este campo.

APLICACIONES DE LA RM CARDÍACA EN DESARROLLO

Espectroscopia por RM del músculo cardíaco

La espectroscopia por RM es una técnica que utiliza campos magnéticos y energía de radiofrecuencia para detectar constituyentes químicos en tejidos animales o humanos. En los últimos diez años, el potencial de la técnica para valorar el metabolismo cardíaco de forma no invasiva ha inducido a numerosos investigadores a desarrollar su aplicación en el estudio del metabolismo cardíaco humano¹¹⁵. Sin embargo, los resultados obtenidos hasta ahora y las dificultades técnicas encontradas han hecho disminuir el optimismo inicial y la espectroscopia por RM no se utiliza actualmente de forma rutinaria en el diagnóstico clínico. Recientemente han surgido determinadas aplicaciones clínicas que se basan en la espectroscopia de las estructuras celulares cardíacas que contienen compuestos fosforados (31 P), incluyendo ATP (adenosintrifosfato), PCr (fosfocreatinina), y Pi (fosfato inorgánico). El ATP y PCr son de especial interés en el diagnóstico cardiovascular porque la limitación del aporte energético que resulta de la alteración de estos metabolitos constituye el camino final común en determinadas circunstancias clínicas.

Las dificultades en la cuantificación precisa de estos metabolitos y la relativa falta de especificidad de sus alteraciones en determinadas patologías constituyen las mayores limitaciones de la espectroscopia por RM del músculo cardíaco en la actualidad.

La mayor aplicación clínica que esta técnica tendrá en el futuro consiste en establecer la severidad y extensión de la isquemia miocárdica y la viabilidad del miocardio teóricamente revascularizable. Experimentos animales clásicos han demostrado una relación estrecha entre el contenido miocárdico de fosfatos de alta energía y la rápida disminución de la perfusión coronaria. Así, la isquemia miocárdica reversible que se produce en situaciones de incremento del trabajo cardíaco cuando la perfusión coronaria está comprometida conduce a una alteración transitoria en el contenido de estos compuestos. En estudios iniciales, los pacientes que presentaban defectos fijos de perfusión mediante talio-201 también presentaban una baja relación PCr/ATP por espectroscopia, y esta relación no se alteraba con el ejercicio. Los pacientes con defectos reversibles (miocardio viable con flujo comprometido) presentaban PCr/ATP casi normal en reposo y disminuciones significativas durante el ejercicio, mientras que los pacientes control presentaban PCr/ATP normal en reposo y durante el ejercicio. Sin embargo, la sensibilidad y especificidad de esta técnica demostraron ser considerablemente bajas y no se pudieron analizar los contenidos de fosfatos de alta energía en la cara posterior, lateral o inferior del corazón, aunque las perspectivas para estudiar estas regio-

nes cardíacas, actualmente inaccesibles, es probable que se puedan conseguir con la utilización de campos magnéticos más potentes.

Una de las más excitantes y prometedoras aplicaciones de la espectroscopia por RM cardíaca es la capacidad de diferenciar entre músculo viable y miocardio cicatrizal (infarto) y la importancia clínica de establecer esta diferencia antes de proceder a una revascularización coronaria. Actualmente se utilizan una gran variedad de técnicas para esta aplicación de consecuencias clínicas críticas, incluyendo talio-201, sestamibi y PET (positron emission tomography). Sin embargo, las técnicas nucleares son poco sensibles y la PET es muy costosa. Los estudios iniciales indican que la espectroscopia puede diferenciar la zona de infarto del miocardio viable pero que en la actualidad se necesita un avance sustancial en su desarrollo para que esta técnica pueda ofrecer todo el potencial que teóricamente posee.

Resumiendo, la espectroscopia por RM es una técnica que mantiene todo su potencial en la investigación cardiovascular pero que no es utilizada de forma rutinaria en el campo clínico del diagnóstico cardiovascular en ninguna de sus teóricas aplicaciones. Su capacidad para diferenciar miocardio viable del no viable es probablemente la aplicación práctica más interesante que presenta en el momento actual y la que más posibilidades de aplicación clínica potencial tiene.

Determinación de las fracciones lipoproteicas plasmáticas mediante RM

En los últimos años se ha demostrado que el riesgo de enfermedad coronaria o riesgo aterogénico se incrementa de forma significativa cuando se concentran determinadas alteraciones de las lipoproteínas plasmáticas en un mismo sujeto, alteraciones que no son detectadas por la analítica convencional de lípidos plasmáticos. Dentro de cada familia de lipoproteínas (VLDL, LDL, HDL) existen varias subfracciones que poseen un potencial diferente en la predicción del riesgo cardiovascular. Las subfracciones mejor estudiadas hasta el momento son las que componen el complejo LDL, divididas en partículas LDL pequeñas y densas (subclase L1, patrón LDL-B) y partículas LDL grandes y ligeras (subclases L2 y L3, patrón LDL-A), siendo las primeras las que se asocian con el riesgo aterogénico, mientras que las segundas no parecen tener capacidad aterogénica significativa, de manera que el patrón B, caracterizado por la concentración elevada de partículas LDL pequeñas y densas (subclase L1), parece tener un poder aterogénico 3 veces superior al patrón A. Asimismo, la concentración de las diferentes subclases o subfracciones de partículas HDL posee un diferente potencial de protección contra el desarrollo de enfermedad coronaria. También parece demostrado que

solamente las concentraciones elevadas de las partículas HDL más grandes (H3, H4 y H5) confieren un valor protector, mientras que las subclases de partículas HDL más pequeñas (H1, H2) no poseen esta capacidad protectora y posiblemente tienen cierto efecto aterogénico. Por último, aunque la elevación aislada de las concentraciones plasmáticas de triglicéridos no han demostrado su poder aterogénico de forma concluyente, la concentración elevada de partículas VLDL grandes ricas en triglicéridos se relacionan con la severidad de la coronariopatía. Además, las concentraciones plasmáticas elevadas, en ayunas, de partículas grandes de VLDL (V5 + V6) constituyen un marcador de aclaramiento retardado de quilomicrones que pone de manifiesto la existencia de hiperlipemia posprandial, considerada como un importante factor de riesgo.

La metodología habitual para la determinación de las subfracciones lipoproteicas es la separación electroforética utilizando un gel de difícil preparación y con poca reproducibilidad entre lotes. Sin embargo, la espectroscopia por RM permite actualmente la cuantificación simultánea de un gran número de subclases lipoproteicas sin necesidad de ningún tipo de fraccionamiento físico o químico del plasma^{116,117}, disminuyendo considerablemente la alteración que los métodos habituales de separación (ultracentrifugación, electroforesis o precipitación) producen en el estado nativo de las partículas. Para esta determinación por RM solamente se necesitan 0,5 ml de muestra plasmática y menos de 1 min, obteniendo los resultados de una forma totalmente automatizada, incluyendo unos pocos segundos para la deconvolución y el cálculo por ordenador personal, generándose finalmente un perfil cualitativo y cuantitativo de hasta 15 fracciones lipoproteicas. Los resultados preliminares de esta técnica a la población del estudio de Framingham (3.455 individuos) demuestran una correlación altamente significativa entre las concentraciones de lipoproteínas (VLDL, LDL y HDL) obtenidas mediante métodos clásicos y las obtenidas por RM.

Aunque la instrumentación de espectroscopia-RM solamente es asequible en laboratorios altamente especializados, la rapidez, precisión y ausencia de manipulación de las muestras permiten pronosticar que estas determinaciones podrían realizarse en laboratorios centralizados capaces de procesar miles de muestras al día de una forma totalmente automatizada.

Resonancia magnética intervencionista

La mayoría de los procedimientos de intervencionismo cardiovascular que se realizan en el momento actual requieren métodos de imagen que utilizan radioscopia convencional o digital con radiografía, tomografía computarizada o ultrasonidos. La introducción de tecnologías de RM abierta, y los progresos en

técnicas de imagen están abriendo la puerta al uso, en muy breve plazo, de las técnicas de resonancia magnética como métodos de imagen para guiar los procedimientos de intervencionismo cardiovascular¹¹⁸.

La ventajas del uso de esta tecnología para el intervencionismo cardiovascular son evidentes: ausencia de radiación para el paciente y para el profesional, la caracterización tisular óptima, la capacidad de obtener imágenes en una orientación espacial arbitrariamente elegida en cada uno de los tres planos del espacio, y la posibilidad de utilizar la respuesta térmica de los tejidos para tecnologías diagnósticas y para conocer su respuesta a intervenciones terapéuticas. A todo esto hay que añadir que estos sistemas abiertos de resonancia magnética precisamente posibilitan un acceso fácil al paciente y, por tanto, habilitan los procesos de intervencionismo diagnósticos y terapéuticos¹¹⁹.

En este momento las unidades con las que se están iniciando los trabajos de intervencionismo cardiovascular guiados por RM utilizan sistemas de bajo campo (0,3 a 0,6 Teslas) y necesitan mejoras sustanciales en potencia, velocidad de adquisición y resolución para llegar a tener la operatividad de las instalaciones de radiología convencional y digital, utilizadas en el intervencionismo actual, pero los pasos que se están dando son muy rápidos, e incluyen el diseño y fabricación de nuevos materiales¹²⁰ (catéteres y trocates no ferromagnéticos, monitores, instrumentos y sistemas de soporte vital compatibles) que puedan ser utilizados en el ámbito de un campo magnético fuerte como es el que se produce con esta tecnología.

En este momento, los trabajos iniciales se están efectuando en el territorio vascular periférico^{121,122} y en el neurovascular (procedimientos de embolización percutánea, angioplastia con balón, *shunts* porto-cava por vía transvenosa yugular e intrahepática, caracterización tisular de placas ateromatosas en territorio vascular). Y es fácil deducir que, en un tiempo breve, cuando la mejora tecnológica lo posibilite (mejor resolución, mayor rapidez de adquisición, óptimo sincronismo en tiempo real con el latido cardíaco), se iniciará la aplicación en el área cardíaca central.

BIBLIOGRAFÍA

1. Task Force of the European Society of Cardiology, in collaboration with the Association of European Paediatric Cardiologists. The clinical role of magnetic resonance in cardiovascular disease. *Eur Heart J* 1998; 19: 19-39.
2. Kaufman L, Crooks LE, Sheldon PE, Rowan W, Miller T. Evaluation of NMR imaging for detection and quantification of obstruction in vessels. *Invest Radiol* 1982; 17: 554-560.
3. Herfkens RJ, Higgins CB, Hricak H, Lipton MJ, Crooks LE, Lanzer P et al. Nuclear magnetic resonance imaging of the cardiovascular system: normal and pathologic findings. *Radiology* 1983; 147: 749-759.
4. Higgins CB, Stark D, McNamara M, Lanzer P, Crooks LE,

- Kaufman L. Multiplane magnetic resonance imaging of the heart and major vessels: studies in normal volunteers. *AJR* 1984; 142: 661-667.
5. Dinsmore RE, Wismer GL, Levine RA, Okada RD, Brady TJ. Magnetic resonance imaging of the heart: positioning and gradient angle selection for optimal imaging planes. *AJR* 1984; 143: 1135-1142.
6. Feiglin DH, George CR, MacIntyre WJ, O'Donnell JK, Go RT, Pavlicek W et al. Gated cardiac magnetic resonance structural imaging: optimization by electronic axial rotation. *Radiology* 1985; 154: 129-132.
7. Dinsmore RE, Wismer GL, Miller SW, Thompson R, Johnston DL, Liu P et al. Magnetic resonance imaging of the heart using image planes oriented to cardiac axes: experience with 100 cases. *AJR* 1985; 145: 1177-1183.
8. Kaul S, Wismer GL, Brady TJ, Johnston DL, Weyman AE, Okada RD et al. Measurement of normal left heart dimensions using optimally oriented MR images. *AJR* 1986; 146: 75-79.
9. Sechtem U, Pflugfelder PW, White RD, Gould RG, Holt W, Lipton MJ et al. Cine MR imaging: potential for the evaluation of cardiovascular function. *AJR* 1987; 148: 239-246.
10. Cranney GB, Pohost GM. Nuclear magnetic resonance imaging of the cardiovascular system. *Current Opinion in Cardiology* 1988; 3: 958-969.
11. Didier D, Ratib O, Friedli B, Oberhaensli I, Chatelain P, Faidutti B et al. Cine gradient-echo MR imaging in the evaluation of cardiovascular diseases. *Radiographics* 1993; 13: 561-573.
12. Kupari M, Hekali P, Poutanen VP. Cross sectional profiles of systolic flow velocities in left ventricular outflow tract of normal subjects. *Br Heart J* 1995; 74: 34-39.
13. Higgins CB. Contribution of MR imaging in ischemic heart disease. *J Magn Reson Imaging* 1994; 4: 233-234.
14. MacMillan RM, Ivanoff J, Tutchinsky M, Chandrasekaran K. Clinical application of magnetic resonance imaging of the heart and great vessels. *Angiology* 1992; 43: 709-719.
15. Mohiaddin RH, Longmore DB. Functional aspects of cardiovascular nuclear magnetic resonance imaging. *Techniques and application. Circulation* 1993; 88: 264-281.
16. Shellock FG, Morisoli S, Kanal E. MR procedures and biomedical implants, materials and devices: 1993 update. *Radiology* 1993; 189: 587-599.
17. Pons Lladó G, Carreras F, Gumá JR, Borrás X, Subirana MT, Llauger J et al. Aplicaciones de la resonancia magnética en cardiología: experiencia inicial en 100 casos. *Rev Esp Cardiol* 1994; 47 (Supl 4): 156-165.
18. Reddy GP, Higgins CB. Congenital heart disease: measuring physiology with MRI. *Semin Roentgenol* 1998; 33: 228-238.
19. Cabrera Duro A, Sáez Garmendia F, Cabrera-Zubizarreta A, Rumoroso Cuevas JR, Rodrigo Carbonero D, Basterra Sola N et al. Resonancia magnética en las cardiopatías congénitas. *An Esp Pediatr* 1997; 47: 23-32.
20. Hoppe UC, Dederichs B, Deutsch HJ, Theissen P, Schicha H, Sechtem U. Congenital heart disease in adults and adolescents: comparative value of transthoracic and transesophageal echocardiography and MR imaging. *Radiology* 1996; 199: 669-677.
21. Hirsch R, Kilner PJ, Connelly MS, Redington AN, St John Sutton MG, Somerville J. Diagnosis in adolescents and adults with congenital heart disease. Prospective assessment of individual and combined roles of magnetic resonance imaging and transesophageal echocardiography. *Circulation* 1994; 90: 2937-2951.
22. Masui T, Seelos KC, Kersting-Sommerhoff BA, Higgins ChB. Abnormalities of the pulmonary veins: evaluation with MR imaging and comparison with cardiac angiography and echocardiography. *Radiology* 1991; 181: 645-649.
23. Brenner LD, Caputo GR, Mostbeck G, Steiman D, Dulce M, Cheitlin MD et al. Quantification of left to right atrial shunts with velocity-encoded cine nuclear magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol* 1992; 20: 1246-1250.
24. Helbing WA, Bosch HG, Maliepaard C, Rebergen SA, van der Geest RJ, Hansen B et al. Comparison of echocardiographic methods with magnetic resonance imaging for assessment of right ventricular function in children. *Am J Cardiol* 1995; 76: 589-594.
25. Rebergen SA, Chin JG, Ottenkamp J, van der Wall E, de Roos A. Pulmonary regurgitation in the late postoperative follow-up of tetralogy of Fallot. Volumetric quantitation by nuclear magnetic resonance velocity mapping. *Circulation* 1993; 92: 1123-1132.
26. Donnelly LF, Higgins CB. MR imaging of conotruncal abnormalities. *AJR* 1996; 166: 925-928.
27. Vick GW 3d, Rokey R, Huhta JC, Mulvagh SL, Johnston DL. Nuclear magnetic resonance imaging of the pulmonary arteries, subpulmonary region, and aorticopulmonary shunts: a comparative study with two-dimensional echocardiography and angiography. *Am Heart J* 1990; 119: 1103-1110.
28. Soler R, Rodríguez E, Requejo I, Fernández R, Raposo I. Magnetic resonance imaging of congenital abnormalities of the thoracic aorta. *Eur Radiol* 1998; 8: 540-546.
29. Mohiaddin RH, Kilner PJ, Rees S, Longmore DB. Magnetic resonance volume flow and jet velocity mapping in aortic coarctation. *J Am Coll Cardiol* 1993; 22: 1515-1521.
30. Rees S, Somerville J, Ward C, Martínez J, Mohiaddin RH, Underwood R et al. Coarctation of the aorta: MR imaging in late postoperative assessment. *Radiology* 1989; 173: 499-502.
31. Post JC, van Rossum AC, Bronzwaer JG, de Cock CC, Hofman MB, Valk J et al. Magnetic resonance angiography of anomalous coronary arteries. A new gold standard for delineating the proximal course? *Circulation* 1995; 92: 3163-3171.
32. Bornemeier RA, Weinberg PM, Fogel MA. Angiographic, echocardiographic, and three-dimensional magnetic resonance imaging of extracardiac conduits in congenital heart disease. *Am J Cardiol* 1996; 78: 713-717.
33. Prince MR, Grist TM, Debatin JF, editores. *3D Contrast MR Angiography*. Nueva York: Springer, 1997.
34. Banki JH, Meiners LC, Barentsz JO, Witkamp TD. Detection of aortic dissection by magnetic resonance imaging in adults with Marfan's syndrome. *Int J Cardiol* 1992; 8: 249-54.
35. Laissy JP, Blanc F, Soyer P, Assayag P, Sibert A, Tebboune D et al. Thoracic aortic dissection: diagnosis with transesophageal echocardiography versus MR imaging. *Radiology* 1995; 194: 331-336.
36. Nienaber CA, von Kodolitsch Y, Nicolas V, Siglow V, Piepho A, Brockhoff C et al. The diagnosis of thoracic aortic dissection by noninvasive imaging procedures. *N Engl J Med* 1993; 328: 1-9.
37. O'Gara PT, DeSanctis RW. Acute aortic dissection and its variants. Toward a common diagnostic and therapeutic approach. *Circulation* 1995; 92: 1376-1378.
38. Wolff KA, Herold CJ, Tempny CM, Parravano JG, Zerhouni EA. Aortic dissection: atypical patterns seen at MR imaging. *Radiology* 1991; 181: 489-495.
39. Yucel EK, Steinberg FL, Egglin TK, Geller SC, Waltman AC, Athanasoulis CA. Penetrating aortic ulcers: diagnosis with MR imaging. *Radiology* 1990; 177: 779-781.
40. Meaney JFM, Weg JG, Chenevert TL, Stafford-Johnson D, Hamilton BH, Prince M. Diagnosis of pulmonary embolism with magnetic resonance angiography. *N Engl J Med* 1997; 336: 1422-1427.
41. Soler R, Rodríguez E, López MF, Marini M. MR imaging in inferior vena cava thrombosis. *Eur J Radiol* 1995; 19: 101-107.
42. Mohiaddin RH, Wann SL, Underwood R, Firmin DN, Rees S, Longmore DB. Vena caval flow: assessment with cine MR velocity mapping. *Radiology* 1990; 177: 537-541.
43. Caduff JH, Hernández RJ, Ludomirsky A. MR visualization of aortic vegetations. *J Comput Assist Tomogr* 1996; 20: 613-615.
44. Akins EW, Slone RM, Wiechmann BN, Browning M, Martin TD, Mayfield WR. Perivalvular pseudoaneurysm complicating bacterial endocarditis: MR detection in five cases. *AJR* 1991; 156: 1155-1158.
45. Florentine MS, Grosskreutz CL, Chang W, Hartnett JA, Dunn VD, Ehrhardt JC et al. Measurement of left ventricular mass in

- vivo using gated nuclear magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol* 1986; 8: 107-112.
46. Keller AM, Peshock RM, Malloy CR, Buja LM, Nunnally R, Parkey RW et al. In vivo measurement of myocardial mass using nuclear magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol* 1986; 8: 113-117.
 47. Longmore DB, Klipstein RH, Underwood SR, Firmin DN, Hounsfield GN, Watanabe M et al. Dimensional accuracy of magnetic resonance in studies of the heart. *Lancet* 1985; 1: 1360-1362.
 48. Sechtem U, Pflugfelder PW, Gould RG, Cassidy MM, Higgins CB. Measurement of right and left ventricular volumes in healthy individuals with cine MR imaging. *Radiology* 1987; 163: 697-702.
 49. Underwood SR, Klipstein RH, Firmin DN, Fox KM, Poole-Wilson PA, Rees RS et al. Magnetic resonance assessment of aortic and mitral regurgitation. *Br Heart J* 1986; 56: 455-462.
 50. Jiménez-Borreguero LJ, Kilner PJ, Firmin DN. Precision of magnetic resonance velocity mapping to calculate flow: an in vitro study. *J Cardiovasc Magn Reson* 1999; 1: 85.
 51. Firmin DB, Nayle GL, Klipstein RH, Underwood SR, Rees RS, Longmore DB. In vivo validation of MR velocity imaging. *J Comput Assist Tomogr* 1987; 11: 751-756.
 52. Kondo C, Caputo GR, Semelka R, Foster E, Shimakawa A, Higgins CB. Right and left ventricular stroke volume measurements with velocity encoded cine MR imaging: in vitro and in vivo validation. *AJR* 1991; 157: 9-16.
 53. Higgins CB, Wagner S, Kondo C, Suzuki J, Caputo GR. Evaluation of valvular heart disease with cine gradient echo magnetic resonance imaging. *Circulation*. 1991; 84 (Supl 3): 198-207.
 54. Dulce MC, Mostbeck GH, Orquote Sullivan M, Cheitlin M, Caputo GR, Higgins CB. Severity of aortic regurgitation: interstudy reproducibility of measurements with velocity-encoded cine MR imaging. *Radiology* 1992; 185: 235-240.
 55. Nishimura T, Yamada N, Itoh A, Miyatake K. Cine MR imaging in mitral regurgitation: comparison with colour Doppler flow imaging. *Am J Radiol* 1989; 153: 721.
 56. Aurigemma G, Reichek N, Schiebler M, Axel L. Evaluation of mitral regurgitation by cine magnetic resonance imaging. *Am J Cardiol* 1990; 66: 621-625.
 57. Wagner S, Auffermann W, Buser P, Lim TH, Hrcher B, Pflugfelder P et al. Diagnostic accuracy and estimation of the severity of valvular regurgitation from the signal void on cine magnetic resonance. *Am Heart J* 1989; 118: 760-767.
 58. Schiebler M, Axel L, Reichek N, Aurigemma G, Yeager B, Douglas P et al. Correlation of cine MR imaging with two-dimensional pulsed Doppler echocardiography in valvular insufficiency. *J Comput Assist Tomogr* 1987; 11: 627-632.
 59. Wong M, Matsumura M, Suzuki K, Omoto R. Technical and biologic sources of variability in the mapping of aortic, mitral and tricuspid color flow jets. *Am J Cardiol* 1987; 60: 847-851.
 60. Cranney GB, Benjelloun H, Perry GJ, Lotan CS, Blackwell GJ, Coghlan CH et al. Rapid assessment of aortic regurgitation and left ventricular function using cine nuclear magnetic resonance imaging and the proximal convergence zone. *Am J Cardiol* 1993; 71: 1074-1084.
 61. Kilner PJ, Manzara CC, Mohiaddin RH, Pennell DJ, Sutton MG, Firmin DN et al. Magnetic resonance jet velocity mapping in mitral and aortic valve stenosis. *Circulation*. 1993; 87: 1239-1248.
 62. Kilner PJ, Firmin DN, Rees RS, Martínez J, Pennell DJ, Mohiaddin RH et al. Valve and great vessel stenosis: assessment with MR jet velocity mapping. *Radiology* 1991; 178: 229-235.
 63. Boxer RA, Fishman MC, LaCorte MA, Singh S, Parnell VJ. Diagnosis and postoperative evaluation of supra-aortic stenosis by magnetic resonance imaging. *Am J Cardiol* 1986; 58: 367-368.
 64. Martínez JE, Mohiaddin RH, Kilner PJ, Khaw K, Rees S, Somerville J et al. Obstruction in extracardiac ventriculopulmonary conduits: value of nuclear magnetic resonance imaging with velocity mapping and Doppler echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1992; 20: 338-344.
 65. Walker PG, Pedersen EM, Oyre S, Flepp L, Ringgaard S, Heinrich RS et al. Magnetic resonance velocity imaging: a new method for prosthetic heart valve study. *J Heart Valve Dis* 1995; 4: 296-307.
 66. Deutsch HJ, Bachmann R, Sechtem U, Curtius JM, Jungehulsing M, Schicha H et al. Regurgitant flow in cardiac valve prostheses: diagnostic value of gradient echo nuclear magnetic resonance imaging in reference to transesophageal two-dimensional color Doppler echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1992; 19: 1500-1507.
 67. Shellock FG, Morisoli SM. Ex vivo evaluation of ferromagnetism, heating, and artifacts produced by heart valve prostheses exposed to a 1.5-T MR system. *J Magn Reson Imaging* 1994; 4: 756-758.
 68. Soulen RL. Magnetic resonance imaging of prosthetic heart valves [carta]. *Radiology* 1998; 158: 279.
 69. Soulen RL, Budinger TF, Higgins CB. Magnetic resonance imaging of prosthetic heart valves. *Radiology* 1985; 154: 705-707.
 70. Stark DD, Higgins CB, Lanzer P, Lipton MJ, Schiller N, Crooks LE et al. Magnetic resonance imaging of the pericardium: normal and pathologic findings. *Radiology* 1984; 150: 469-474.
 71. Mulvagh SL, Rokey R, Vick III GW, Johnston DL. Usefulness of nuclear magnetic resonance imaging for the evaluation of pericardial effusions, and comparison with two-dimensional echocardiography. *Am J Cardiol* 1989; 64: 1002-1009.
 72. Masui T, Finck S, Higgins CB. Constrictive pericarditis and restrictive cardiomyopathy: evaluation with MR imaging. *Radiology* 1992; 182: 369-373.
 73. Hoffmann U, Globits S, Frank H. Cardiac and paracardiac masses. Current opinion on diagnostic evaluation by magnetic resonance imaging. *Eur Heart J* 1998; 19: 553-563.
 74. Friedrich MG, Strohm O, Schulz-Menger J, Marciniak H, Luft FC, Dietz R. Contrast media-enhanced magnetic resonance imaging visualizes myocardial changes in the course of viral myocarditis. *Circulation* 1998; 97: 1802-1809.
 75. Pons-Lladó G, Carreras F, Borrás X, Llauger J, Palmer J, Bayés de Luna A. Comparison of morphologic assessment of hypertrophic cardiomyopathy by magnetic resonance versus echocardiographic imaging. *Am J Cardiol* 1997; 79: 1651-1656.
 76. Soler R, Rodríguez E, Rodríguez JA, Pérez ML, Penas M. Magnetic resonance imaging of apical hypertrophic cardiomyopathy. *J Thorac Imaging* 1997; 12: 221-225.
 77. Blake LM, Scheinman MM, Higgins CB. MR features of arrhythmogenic right ventricular dysplasia. *AJR* 1994; 162: 809-812.
 78. Doornbos J, Verwey H, Essed CE, Balk AH, de Roos A. MR imaging in assessment of cardiac transplant rejection in humans. *J Comput Assist Tomogr* 1990; 14: 77-781.
 79. Blackwell GG, Pohost GM. The evolving role of MRI in the assessment of coronary artery disease. *Am J Cardiol* 1995; 75: 74D-78D.
 80. Kramer CM. Integrated approach to ischemic heart disease. The one-stop shop. *Cardiol Clin* 1998; 16: 267-276.
 81. Kramer CM, Rogers WJ, Geskin G, Power TP, Theobald TM, Hu YL et al. Usefulness of magnetic resonance imaging early after acute myocardial infarction. *Am J Cardiol* 1997; 80: 690-695.
 82. Semelka RC, Tomei E, Wagner S, Mayo J, Kondo C, Suzuki J et al. Normal left ventricular dimensions and function: interstudy reproducibility of measurements with cine MR imaging. *Radiology* 1990; 174: 763-768.
 83. Bottini PB, Carr AA, Prisant LM, Flickinger FW, Allison JD, Gottdiener JS. Magnetic resonance imaging compared to echocardiography to assess left ventricular mass in the hypertensive patient. *Am J Hypertens* 1995; 8: 221-228.
 84. Semelka RC, Tomei E, Wagner S, Mayo J, Caputo G, O'Sullivan M et al. Interstudy reproducibility of dimensional and functional measurements between cine magnetic resonance studies in the morphologically abnormal left ventricle. *Am Heart J* 1990; 119: 1367-1373.

85. Higgins CB. Prediction of myocardial viability by MRI. *Circulation* 1999; 99: 727-729.
86. Danias PG, Edelmann RR, Manning WJ. Coronary MR angiography. *Cardiol Clin* 1998; 16: 207-225.
87. Wintersperger BJ, Engelmann MG, von Smekal A, Knez A, Penzkofer HV, Höfling B et al. Patency of coronary bypass grafts: assessment with breath-hold contrast-enhanced MR angiography. *Radiology* 1998; 208: 345-351.
88. Hundley WG, Lange RA, Clarke G, Meshack BM, Payne J, Landau C et al. Assessment of coronary arterial flow and flow reserve in humans with magnetic resonance imaging. *Circulation* 1996; 93: 1502-1508.
89. Wilke N, Jerosch-Herold M. Assessing myocardial perfusion in coronary artery disease with magnetic resonance first-pass imaging. *Cardiol Clin* 1998; 16: 227-246.
90. Carreras F. Cirugía sin cateterismo en la cardiopatía valvular: antes y después de la técnica Doppler. *Rev Esp Cardiol* 1990; 43: 97-113.
91. Foster RE, Johnson DB, Barilla F, Blackwell GG, Orr R, Roney M et al. Changes in left ventricular mass and volumes in patients receiving angiotensin-converting enzyme inhibitor therapy for left ventricular dysfunction after Q-wave myocardial infarction. *Am Heart J* 1998; 136: 269-275.
92. McVeigh ER. MRI of myocardial function: motion tracking techniques. *Magn Reson Imaging* 1996; 14: 137-150.
93. Taylor AM, Panting JR, Keegan J, Gatehouse PD, Jhooti P, Yang GZ et al. Use of the intravascular contrast agent NC100150 injection in spin-echo and gradient-echo imaging of the heart. *J Cardiovasc Magn Reson* 1999; 1: 23-32.
94. Dendale P, Franken PR, Holman E, Avenarius J, van der Wall EE, de Roos A. Validation of low-dose dobutamine magnetic resonance imaging for assessment of myocardial viability after infarction by serial imaging. *Am J Cardiol* 1998; 82: 375-377.
95. Geskin G, Kramer CM, Rogers WJ, Theobald TM, Pakstis D, Hu YL et al. Quantitative assessment of myocardial viability after infarction by dobutamine magnetic resonance tagging. *Circulation* 1998; 98: 217-223.
96. Nachtmay E, Cooperstein R, Vaturi M, Bosak E, Vered Z, Akselrod S. Automatic assessment of cardiac function from short-axis MRI: procedure and clinical evaluation. *Magn Reson Imaging* 1998; 16: 365-376.
97. Nagel E, Lehmkuhl HB, Bocksch W, Klein C, Vogel U, Frantz E et al. Noninvasive diagnosis of ischemia-induced wall motion abnormalities with the use of high-dose dobutamine stress magnetic resonance imaging: comparison with dobutamine stress echocardiography. *Circulation* 1999; 99: 763-770.
98. Zoghbi WA, Barasch E. Dobutamine MRI: a serious contender in pharmacological stress imaging? *Circulation* 1999; 99: 730-732.
99. Jezzard P. Advances in perfusion MR imaging. *Radiology* 1998; 208: 296-299.
100. Rogers WJ, Kramer CM, Geskin G, Hu YL, Theobald TM, Vido DA et al. Early contrast-enhanced MRI predicts late functional recovery after reperfused myocardial infarction. *Circulation* 1999; 99: 744-750.
101. Beache GM, Kulke SF, Kantor HL, Niemi P, Campbell TA, Chesler DA et al. Imaging perfusion deficits in ischemic heart disease with susceptibility-enhanced T2-weighted MRI: preliminary human studies. *Magn Reson Imaging* 1998; 16: 19-27.
102. Passariello R, De Santis M. Magnetic resonance imaging in the evaluation of myocardial perfusion. *Am J Cardiol* 1998; 81: 68G-73G.
103. Carreras F, Borrás X, Pons Lladó G, Llauger J, Palmer J. Estudio del infarto agudo de miocardio mediante resonancia magnética de contraste con gadolinio-DTPA en comparación con la ecocardiografía. *Rev Esp Cardiol* 1999; 52: 885-891.
104. Pislaru SV, Yicheng N, Pislaru C, Bosmans H, Miao Y, Bogaert J et al. Noninvasive measurements of infarct size after thrombolysis with a necrosis-avid MRI contrast agent. *Circulation* 1999; 99: 690-696.
105. Harrity P, Patel A, Bianco J, Subramanian R. Improved diagnosis and characterization of postinfarction left ventricular pseudoaneurysm by cardiac magnetic resonance imaging. *Clin Cardiol* 1991; 14: 603-606.
106. Kessler W, Achenbach S, Moshage W, Zink D, Kroeker R, Nitz W et al. Usefulness of respiratory gated magnetic resonance coronary angiography in assessing narrowings $\geq$ 50% in diameter in native coronary arteries and in aortocoronary bypass conduits. *Am J Cardiol* 1997; 80: 989-993.
107. Zheng J, Li D, Bae KT, Woodard P, Haacke EM. Three-dimensional gadolinium-enhanced coronary magnetic resonance angiography: initial experience. *J Cardiovasc Magn Reson* 1999; 1: 33-41.
108. Yoshino H, Nitatori T, Kachi E, Yano K, Taniuchi M, Hachiya J et al. Directed proximal magnetic resonance coronary angiography compared with conventional contrast coronary angiography. *Am J Cardiol* 1997; 80: 514-518.
109. Post JC, Van Rossum AC, Hofman MB, De Cock CC, Valk J, Visser CA. Clinical utility of two-dimensional magnetic resonance angiography in detecting coronary artery disease. *Eur Heart J* 1997; 18: 426-433.
110. Duerinckx AJ, Atkinson D, Hurwitz R. Assessment of coronary artery patency after stent placement using magnetic resonance angiography. *J Magn Reson Imaging* 1998; 8: 896-902.
111. Le T, Laskey WK, McLaughlin J, White C. Utility of magnetic resonance imaging in a patient with anomalous origin of the right coronary artery, acute myocardial infarction, and near-sudden death. *Cathet Cardiovasc Diagn* 1997; 42: 205-207.
112. Galjee MA, van Rossum AC, Doesburg T, van Eenige MJ, Visser CA. Values of magnetic resonance imaging in assessment of coronary artery bypass graft patency and function: an angiographically controlled study. *Circulation* 1996; 93: 660-666.
113. Van Rossum AC, Galjee MA, Post JC, Visser CA. A practical approach to MRI of coronary artery bypass graft patency and flow. *Int J Card Imaging* 1997; 13: 199-204.
114. Jenkins JPR, Love HG, Foster CJ, Isherwood I, Rowlands DJ. Detection of coronary artery bypass graft patency as assessed by magnetic resonance imaging. *Br J Radiol* 1988; 61: 2-4.
115. Meyerhoff DJ, Kent-Braun JA, Greyson C, Weiner MW. Magnetic resonance spectroscopy and spectroscopy imaging. En: Higgins CB, Hricak H, Helms CA, editores. *Magnetic Resonance imaging of the body*. Filadelfia, Nueva York: Lippincott-Raven, 1997; 165-167.
116. Freedman DS, Otvos JD, Jeyarajah EJ, Barboriak JJ, Anderson AJ, Walker JA. Relation of lipoprotein subclasses as measured by proton nuclear magnetic resonance spectroscopy to coronary artery disease. *Arterioscler Thromb Vasc Biol* 1998; 18: 1046-1053.
117. Carmona R, Ordovás JM, editores. *Hiperlipemias*. Barcelona: Ediciones Doyma, 1999; 184.
118. Wildermuth S, Debatin JF, Leung DA, Dumoulin CE, Darrow R, Uhlchmidt U et al. MR-guided intravascular procedures: initial demonstration in a pig model. *Radiology* 1997; 202: 578-583.
119. Schenck J, Jolesz F, Roemer P, Cline HE, Lorensen WE, Kikinis R et al. Superconducting open-configuration MR imaging system for image guided therapy. *Radiology* 1995; 195: 805-814.
120. Bakker CJ, Hoogewezen RM, Hurtak WF, van Vaals JJ, Viergever MA, Mali WP. MR-guided endovascular interventions: susceptibility-based catheter and near-real-time imaging technique. *Radiology* 1997; 202: 273-276.
121. Zimmermann GG, Erhart P, Schneider J, von Schulthess GK, Schmidt M, Debatin JF. Intravascular MR imaging of atherosclerotic plaque: ex vivo analysis of human femoral arteries with histologic correlation. *Radiology* 1997; 204: 769-774.
122. Toussaint JF, Southern JF, Kantor HL, Jang IK, Fuster V. Behavior of atherosclerotic plaque components after in vitro angioplasty and atherectomy studied by high field MR imaging. *Magn Reson Imaging* 1998; 16: 175-183.