

Conocimientos básicos necesarios para realizar resonancia magnética en cardiología

José Alberto San Román^a, Rafaela Soler Fernández^b, Esther Rodríguez García^b y Francisco Fernández-Avilés^a

^aInstituto de Ciencias del Corazón. Hospital Clínico Universitario. Valladolid. España.

^bServicio de Radiología. Complejo Hospitalario Universitario Juan Canalejo. A Coruña. España.

La resonancia magnética es ya una técnica diagnóstica utilizada de forma sistemática por los cardiólogos. Su demostrada utilidad y superioridad frente a otras técnicas de imagen en el estudio de la cardiopatía isquémica es, muy probablemente, la causa del gran interés que ha despertado en los últimos años. La cuantificación de la función ventricular global y segmentaria, de la perfusión miocárdica y de la viabilidad ha hecho que con una sola técnica pueda valorarse de forma completa al paciente con cardiopatía isquémica. Sin embargo, muchos aspectos básicos de la resonancia magnética siguen siendo desconocidos para una amplia mayoría. En este trabajo exponemos sus fundamentos, componentes del equipo, distintas secuencias, utilización de contrastes, seguridad y contraindicaciones.

Palabras clave: Resonancia magnética. Fundamentos. Secuencias. Contrastes. Seguridad.

Basic Knowledge Needed for Using Magnetic Resonance Imaging in Cardiology

Magnetic resonance imaging is routinely employed for diagnosis in cardiology. Its proven usefulness and superior imaging ability in ischemic heart disease probably explain the increasing attention it has received in the last decade. Its ability to quantify global and regional ventricular function as well as myocardial perfusion and viability means that it is possible to carry out a thorough evaluation of the patient using just one technique. Nevertheless, many basic features of magnetic resonance imaging are unknown to clinicians. In this article, we describe the fundamental principles of the technique, technical details of the equipment, the different imaging sequences used, the use of contrast, safety, and contraindications.

Key words: Magnetic resonance imaging. Fundamental principles. Imaging sequences. Contrast. Safety.

INTRODUCCIÓN

La resonancia magnética (RM) es una técnica que viene utilizándose en la práctica clínica desde hace más de 30 años¹. Para el estudio de cardiopatías hay trabajos experimentales de hace 20 años², a pesar de lo cual no ha pasado a formar parte del arsenal diagnóstico sistemático hasta muy recientemente, e incluso todavía está infrautilizada en los servicios de cardiología de nuestro país³. Su demostrada utilidad y superioridad frente a otras técnicas de imagen en el estudio de la cardiopatía isquémica es muy probablemente la causa del gran interés que ha despertado en los últimos años entre los cardiólogos. La

cuantificación de la función ventricular global y segmentaria, de la perfusión miocárdica y de la viabilidad con diferentes secuencias que serán comentadas más adelante ha hecho que con una sola técnica pueda valorarse de forma completa al paciente con cardiopatía isquémica. Además, esta técnica diagnóstica destaca por la calidad de sus imágenes, que se refleja en una altísima reproducibilidad y una muy baja variabilidad, y por su seguridad, pues no se utiliza radiación ionizante.

Obviamente, todo especialista interesado en hacer RM en pacientes cardiopatas debe tener un profundo conocimiento de la anatomía cardíaca y de los grandes vasos y de la fisiología cardíaca, y debe estar familiarizado con la etiología, la patogenia, la fisiopatología, la clínica y el tratamiento de las diferentes cardiopatías. Por último, debe conocer el papel de las diferentes técnicas de imagen en el diagnóstico de cada una de las cardiopatías. En este artículo no trataremos, por supuesto, estos temas, para cuyo conocimiento teórico nos remitimos a los tra-

Trabajo parcialmente financiado por la Red Cooperativa de Investigación Cardiovascular del Instituto de Salud Carlos III.

Correspondencia: Dr. J.A. San Román.

Instituto de Ciencias del Corazón (ICICOR). Hospital Clínico Universitario. Ramón y Cajal, 3. 47005 Valladolid. España.

Correo electrónico: asanroman@secardiologia.es

tados de cardiología. Nos centraremos en otros aspectos cuyo conocimiento puede quitar el temor a introducirse en el apasionante mundo de la RM en cardiología. En definitiva, pretendemos quitar ese velo de misterio o complejidad que en ocasiones acompaña a la RM.

FUNDAMENTOS

En 1946 se publicaron en la revista *Physical Review* dos trabajos, uno teórico⁴ y el otro experimental⁵, que ostentan el honor de ser los precursores directos de la RM como técnica diagnóstica. En esencia, un estudio de RM puede ser considerado como una transferencia de energía. El paciente es expuesto a una energía con una frecuencia determinada que absorbe. Poco después, esta energía es reemitida por el paciente, detectada por un equipo y finalmente procesada para ser valorada por el experto en imagen. En la tabla 1 se especifican los pasos que se siguen para formar una imagen de RM.

En el interior del organismo hay millones de átomos con sus correspondientes núcleos que están compuestos por protones y electrones que rodean al núcleo. El protón tiene una carga positiva y da vueltas sobre sí mismo, es decir tiene un espín (*spin*). Como la carga positiva se mueve con el protón, cada protón genera una corriente eléctrica que va acompañada de un pequeño campo magnético; en otras palabras, cada protón puede ser visto como un imán. Cuando el paciente es introducido en un imán muy potente, los protones se alinean con ese campo magnético externo y, además del espín, tienen un movimiento alrededor del eje mayor del campo magnético externo (movimiento de precesión); de forma gráfica, el movimiento del protón en ese momento es como el de una peonza al lanzarla al suelo, gira sobre sí misma y sobre un eje vertical al suelo. La mayoría de los protones se alinea en la dirección del campo magnético del imán del equipo y aunque algunos se alinean en sentido contrario, el efecto neto es que los protones del paciente crean un campo magnético que tiene la misma dirección que la del imán del equipo (magnetización longitudinal), por lo que no puede medirse directamente. Entonces, el equipo emite una ráfaga de pulsos de radiofrecuencia para cambiar la dirección del campo magnético de los protones al transmitirles energía. Solamente pulsos con la misma frecuencia que la de la precesión de los protones pueden transmitirles energía. La frecuencia de precesión se calcula con la ecuación de Larmor:

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

donde ω_0 es la frecuencia de precesión, γ es el radio giro-magnético que varía para los diferentes materiales, y B_0 , la fuerza del campo magnético externo. Al enviar pulsos de radiofrecuencia con la misma frecuencia de precesión calculada con la ecuación de Larmor estamos transfiriendo energía a los protones (fenómeno de resonancia), de tal forma que la magnetización longitudinal disminuye y aparece una magnetización transversal. Cuando la ráfaga de pulsos de radiofrecuencia cesa, los fenómenos de magnetización vuelven a la situación inicial. Así, la magnetización longitudinal aumenta de nuevo (relajación longitudinal, T1) y la magnetización transversal disminuye y desaparece (relajación transversal, que se describe por el tiempo de relajación transversal, T2). En general, T1 es más largo que T2, y el agua y los tejidos con alto contenido líquido tienen tiempos de relajación más largos que la grasa. Los pulsos de radiofrecuencia se diferencian por la cantidad de energía que transfieren a los protones, es decir, por el grado de relajación provocado. Así, los pulsos se definen por la capacidad de desviar los protones desde su posición inicial medida en ángulos.

Una secuencia en RM consta, generalmente, de varios pulsos de radiofrecuencia que además pueden ser diferentes entre sí. La diferencia entre unas secuencias y otras depende del tipo de pulsos de radiofrecuencia utilizados y del tiempo que hay entre ellos. Al combinar estas variables se obtienen secuencias cuyo resultado puede ser diferenciar sobre todo los tejidos según su T1 (imágenes potenciadas en T1) o según su T2 (imágenes potenciadas en T2). Por último, hay secuencias que potencian la imagen de tejidos con alta densidad de protones.

El receptor del equipo de RM capta los cambios en la magnetización que se producen en los protones después de haber recibido la energía de los pulsos de radiofrecuencia. Es decir, capta la relajación longitudinal y transversal de los protones. La información obtenida directamente de la relajación de los protones se denomina matriz de datos crudos (*raw data matrix*) o espacio k, que no es más que una reja de puntos que debe transformarse mediante la ecuación de Fourier para obtener una imagen interpretable.

COMPONENTES DE UN EQUIPO DE RESONANCIA MAGNÉTICA

La obtención, la reproducción y el almacenamiento de las imágenes de RM requieren el funcionamiento in-

TABLA 1. Cronología de la obtención de una imagen en resonancia magnética

Equipo de resonancia magnética	Protones del paciente
Introducción del paciente	Magnetización longitudinal
Emisión de pulsos de radiofrecuencia	Disminución de la magnetización longitudinal y aparición de la magnetización transversal
Recepción de los procesos de relajación de los protones	Relajación longitudinal (T1) y transversal (T2)
Formación de la imagen	

tegrado y coordinado de los diferentes componentes que constituyen el equipo de RM.

El imán

Es el componente básico de un equipo de RM. La intensidad, la homogeneidad y la estabilidad del campo magnético que genera determinan la sensibilidad y resolución máximas del imán. La potencia del campo magnético se mide en unidades Tesla (T), que oscila entre 0,2 y 3,0 T en los imanes que se utilizan en la práctica clínica. El imán puede ser permanente, resistivo o superconductor. En la mayoría de los equipos de RM se utilizan electroimanes superconductores que operan a la temperatura del helio líquido ($-269\text{ }^{\circ}\text{C}$), a la cual las bobinas del material conductor conducen la electricidad sin resistencia y con un consumo mínimo de corriente eléctrica. Su principal ventaja es la capacidad de generar un campo magnético muy potente, homogéneo y estable. El mayor inconveniente es el consumo de criógenos (helio líquido y nitrógeno).

Gradientes de campo

Un gradiente de campo es una variación de la magnitud del campo a lo largo de una distancia, que se crea activando unos electroimanes dispuestos en los tres planos del espacio e incluidos en el túnel del imán. Estos gradientes se encienden y apagan muchas veces durante una secuencia, y generan ligeras diferencias en el campo magnético principal que provocan que los protones en cada punto del espacio precesen con ligeras diferencias que, codificadas en el espacio, permiten obtener imágenes anatómicas en el plano seleccionado.

Las características de los gradientes (intensidad y tiempo de subida) condicionan las posibilidades de un equipo y el tipo de secuencias que se puede obtener. La intensidad de los gradientes se mide en miliTesla/metro (mT/m) y los valores que se utilizan en los equipos de uso clínico oscilan entre 8 y 60 mT/m. El tiempo de subida del gradiente es el tiempo que tarda el gradiente en alcanzar el valor deseado y su valor se mide en milisegundos (ms).

Generador de la radiofrecuencia

Genera las ondas de radiofrecuencia (RF) necesarias para excitar los protones. Deben ser pulsos de muy corta duración aplicados a una frecuencia igual a la frecuencia de precesión de los núcleos que se pretenden excitar y con una amplitud de pico a pico de varios cientos de voltios.

Antenas o bobinas

Las antenas son dispositivos que se utilizan para detectar la señal emitida por los tejidos. Pueden ser trans-

misoras (envían los pulsos de RF que excitan los tejidos), receptoras (captan la señal que emiten los tejidos) o emisoras-receptoras (envían pulsos de RF y captan la señal que emiten los tejidos), y poseen formas diferentes que se utilizan según la morfología y el tamaño de la zona anatómica que se quiere estudiar.

Los estudios cardiacos se obtienen generalmente utilizando antenas de superficie –habitualmente antenas acopladas en fase con múltiples elementos– porque la relación señal/ruido y la resolución espacial de la imagen son muy superiores a las que se obtienen utilizando la antena del propio imán.

Existen también antenas microscópicas, en la actualidad de uso en investigación y con poco impacto clínico, como las que se puede colocar en el extremo de un catéter para estudios endovasculares.

Dispositivos de sincronización del movimiento cardiaco y respiratorio

Para obtener imágenes nítidas del corazón es necesario realizar los estudios de RM con sistemas que minimicen o eliminen el efecto de los movimientos fisiológicos del corazón y de la respiración. El sincronismo cardiaco se consigue colocando unos electrodos no magnéticos en el tórax para obtener el registro electrocardiográfico del paciente. En ocasiones, la sincronización con el electrocardiograma (ECG) es difícil o imposible por las interferencias que se generan entre los procesos físicos cardiovasculares, el campo magnético y los gradientes. Para intentar minimizar estos problemas, algunas casas comerciales han diseñado nuevos sistemas de captar y transmitir la señal del ECG (como el vector-ECG). Si no se dispone de estos sistemas, de forma opcional puede sincronizarse el latido cardiaco mediante un sensor periférico de pulso que, aunque menos preciso que la sincronización con el ECG, es menos sensible a las interferencias y puede permitir un estudio con calidad diagnóstica. Para minimizar el efecto del movimiento respiratorio, los estudios cardiacos se realizan en espiración sostenida o con sincronización respiratoria utilizando diversos dispositivos que, colocados sobre el paciente, registran los movimientos respiratorios.

Receptor-amplificador

Es básicamente un detector muy sensible de señales de RF que amplifica las señales liberadas por los protones, que normalmente tienen una amplitud de unos pocos microvoltios.

Sistema de adquisición de datos

Tras amplificar la señal de RF en el receptor, ésta pasa a un conversor analógico-digital que la transforma en una gama de grises predefinida determinando la intensi-

dad de cada píxel de un plano tomográfico en virtud de la aplicación de la ecuación transformada de Fourier.

Consola principal, consola auxiliar y almacenamiento de imágenes

La consola principal es el centro de la planificación y adquisición del estudio. Los estudios adquiridos pueden manipularse y posprocesarse en una segunda consola de trabajo sin interferir en la consola principal. Las imágenes adquiridas y procesadas se pueden enviar a un sistema de impresión en soporte físico (placa fotográfica, papel, etc.), o transferir a una red y almacenar en el sistema que disponga cada equipo (CD, discos ópticos, DVD, etc.).

SECUENCIAS DE PULSO EN RESONANCIA MAGNÉTICA CARDIACA

Las secuencias *spin echo* (SE) o de «sangre negra» y eco de gradiente (EG) o de «sangre blanca» son las secuencias básicas, habitualmente utilizadas en los estudios de RM cardiaca. Existen múltiples formas de adquirir estas secuencias que reciben diferentes nombres (generalmente acrónimos de la base física en la que se sustenta su adquisición) y múltiples variaciones en la forma de realizarlas que se utilizarán para obtener diferentes informaciones de morfología, función, motilidad, cuantificación del flujo, perfusión, caracterización tisular y estudios vasculares.

Secuencias *spin echo*

La característica de las secuencias SE es que la sangre en el interior de los vasos y de las cámaras cardiacas es hipointensa o «negra» (fig. 1A). Estas secuencias se obtienen con pulsos de RF selectivos para cada corte, de manera que la sangre que fluye a través del plano durante la obtención de la imagen de RM no proporcionará señal (vacío de señal intracardiovascular). Modificando los parámetros de adquisición de las secuencias podemos obtener imágenes potenciadas en T1, en densidad protónica o en T2.

Las secuencias SE potenciadas en T1 (SE-T1) se utilizan, fundamentalmente, para obtener información anatómica. El análisis de la señal en secuencias SE-T1 y en las potenciadas en densidad protónica (SE-DP) y T2 (SE-T2) permite realizar la caracterización tisular de las estructuras cardiacas y de las masas.

Las secuencias SE para el estudio del corazón se obtienen con sincronización electrocardiográfica, y en ellas el tiempo de repetición (TR) tiene que ser igual al intervalo R-R del ECG del paciente. Como la potenciación de las imágenes depende del TR y del tiempo de eco (TE), cuando el TR es igual al tiempo de un R-R, el TE tiene que ser corto para poder obtener imágenes SE-T1, mientras que cuando el TR es igual a 2 o más R-R, el TE tiene que ser largo para obtener imágenes SE-T2.

El número de cortes de estas secuencias depende del TR y, por tanto, de la frecuencia cardiaca del paciente. Los datos requeridos para crear la imagen de cada sección se adquieren en la misma fase del ciclo cardiaco, y cada sección corresponderá a un instante distinto del ciclo cardiaco.

A partir de estas primeras secuencias SE convencionales se han conseguido modificaciones que permiten obtener imágenes de forma mucho más rápida. Estas secuencias de sangre negra ha recibido, entre otros, el nombre de turbo SE (TSE), *fast SE* (FSE) o secuencias con doble pulso de inversión.

Secuencias eco de gradiente

Las secuencias EG proporcionan imágenes de «sangre blanca» (fig. 1B). La hiperseñal de la sangre se debe al movimiento del flujo que entra en el plano de imagen y



Fig. 1. A: el flujo sanguíneo en movimiento dentro de la aorta y de las cámaras cardiacas se ve como un vacío de señal en la imagen axial SE-T1 o de sangre negra. B: el flujo sanguíneo en movimiento dentro de la aorta y de las cámaras cardiacas es hiperintenso en la imagen EG cuatro cámaras.

que contrasta con la pérdida de señal por saturación de los tejidos estacionarios, y será más hiperintensa cuando la dirección del flujo sea perpendicular al plano de la imagen.

Las secuencias EG son las utilizadas para obtener estudios funcionales cardiacos. Su característica principal es la elevada resolución temporal (permite adquirir una imagen a intervalos de 20-40 ms durante el ciclo cardiaco), lo que permite analizarlas en modo cine-RM⁶. Estas secuencias pueden obtenerse en una sola sección (un corte-multifase) o en múltiples secciones (multicorte-multifase).

Tras las secuencias EG convencionales, se ha desarrollado una segunda generación de secuencias EG rápidas, conocidas entre una multitud de acrónimos dependientes de diferentes casas comerciales, como Turbo-EG y Fast-EG. Las secuencias más recientes utilizadas en la práctica clínica son capaces en pocos ms de obtener un gran número de imágenes. Estas secuencias se denominan, según la casa comercial, Balanced Fast Field Echo (Philips), TrueFISP (Siemens) y Fiesta (GE)^{7,8}.

Las secuencias EG se utilizan, fundamentalmente, para analizar y cuantificar la función cardiaca global y regional, el flujo intravascular y la motilidad valvular.

Marcaje (*tagging*) miocárdico

La técnica de marcaje del miocardio consiste en aplicar pulsos de presaturación que se proyectan sobre el miocardio como líneas o rejillas negras y sirven para analizar subjetivamente y cuantificar objetivamente, mediante técnicas de posprocesado, el movimiento complejo de rotación, traslación y deformación del corazón durante cada ciclo cardiaco⁹.

Secuencias de codificación de fase para cuantificación del flujo

Las secuencias EG con codificación de la velocidad permiten cuantificar el flujo sanguíneo. Se basan en que los protones que se mueven a lo largo de un campo magnético cambian la dirección de la fase de forma proporcional a la velocidad y a la intensidad del gradiente. Estas secuencias proporcionan información de la magnitud y de la fase del flujo. En las imágenes de magnitud el flujo es hiperintenso, mientras que en las imágenes de fase, el flujo puede ser hiperintenso o hipointenso, según su dirección. Sobre las imágenes de fase se puede obtener curvas de velocidad/tiempo o de flujo/tiempo que permiten cuantificar la velocidad del flujo y los gradientes de la presión en los vasos y en los conductos de derivaciones quirúrgicas¹⁰.

Secuencias de perfusión miocárdica

Las secuencias EG potenciadas en T1, ultrarrápidas con alta resolución temporal y máxima relación

señal/ruido obtenidas antes, durante y después de la inyección de contraste intravenoso en embolada permiten analizar la perfusión miocárdica. Es lo que se conoce como perfusión de primer paso. La capacidad de las máquinas actuales de RM permite obtener múltiples imágenes en múltiples secciones¹¹.

Secuencias de miocardio negro o de realce tardío

Con el nombre de imágenes de miocardio negro o de realce tardío se conoce una secuencia, recientemente incorporada a la RM, que ha proporcionado ya grandes resultados en la aplicación clínica para la detección y tipificación de múltiples afecciones cardiacas.

Estas imágenes consisten en: *a*) inyección por vía intravenosa de contraste de quelatos de gadolinio; *b*) esperar un tiempo (variable; según los diferentes autores, entre 10 y 30 min); *c*) adquisición de una secuencia EG potenciada en T1 modificada mediante la aplicación de un pulso previo de inversión de 180°, y *d*) cálculo del tiempo de inversión que permite anular el tejido seleccionado, en este caso el miocardio.

El miocardio normal, hipointenso en estas secuencias, contrasta con las áreas hiperintensas de realce tardío por el efecto de la alteración del tiempo de «lavado» del contraste. Las áreas de miocardio anormales, hiperintensas en esta secuencia, pueden utilizarse para identificar la viabilidad del miocardio tras un infarto agudo¹², fibrosis miocárdica en miocardiopatías hipertróficas¹³.

Angiografía tridimensional por resonancia magnética con contraste por vía intravenosa

La angiografía por RM tridimensional (angio-RM 3D) con inyección por vía intravenosa de quelatos de gadolinio es una secuencia EG rápida, que adquiere imágenes volumétricas sincronizadas con la inyección por vía intravenosa de contraste, con elevada resolución y campos de visión amplios durante una apnea, sin necesidad de sincronización electrocardiográfica¹⁴.

El posprocesado de las imágenes adquiridas permite la visualización angiográfica de las imágenes en cualquier plano del espacio (fig. 2). La angio-RM 3D poscontraste es útil para valorar la luz y el contorno de los vasos, la anatomía vascular compleja en las cardiopatías congénitas, la relación con vasos pequeños, y el calibre y la permeabilidad de las derivaciones posquirúrgicas.

MEDIOS DE CONTRASTE EN RESONANCIA MAGNÉTICA

El uso de medios de contraste ha aumentado la sensibilidad y especificidad en todas las aplicaciones clínicas de la RM. Los medios de contraste por vía intravenosa más frecuentemente utilizados en la práctica clínica son los contrastes paramagnéticos, basados en las molé-

culas de gadolinio. El gadolinio es una tierra rara de elevada toxicidad en su forma básica pero que, unido a quelatos, tiene una gran seguridad en el uso clínico, con una biocinética similar a otros contrastes: distribución intravascular, paso al espacio intersticial y eliminación por filtración glomerular. Los quelatos de gadolinio producen cambios en la susceptibilidad magnética de los tejidos y provocan modificaciones en sus tiempos de relajación; fundamentalmente acortan los tiempos de relajación longitudinal y, en consecuencia, modifican el T1 de los tejidos. Los factores que influyen en la modificación de los tejidos tras la inyección por vía intravenosa de quelatos de gadolinio son, entre otros, la vascu-



Fig. 2. Angiorresonancia magnética 3D con inyección por vía intravenosa de gadolinio. La reconstrucción angiográfica de la superficie sombreada permite ver la superficie de la aorta y demuestra un aneurisma de la aorta torácica ascendente y una pequeña imagen de adición en la pared anterior de la aorta descendente yuxtaductal, que corresponde al remanente del ductus.

larización, la celularidad y la integridad de la barrera hematoencefálica¹⁵.

Los quelatos de gadolinio se utilizan de forma rutinaria en múltiples situaciones clínicas, para aumentar la sensibilidad de detección de lesiones, aumentar la capacidad de caracterización tisular, valorar el aporte vascular a un territorio anatómico, realizar estudios vasculares similares a los estudios angiográficos y analizar diferentes situaciones en pacientes a los que no es posible inyectar contrastes yodados por alergia o insuficiencia renal. Los contrastes intravenosos –quelatos de gadolinio– utilizados en RM tienen menor probabilidad de inducir reacciones indeseadas y son menos nefrotóxicos que los contrastes yodados, por lo que pueden utilizarse en pacientes con insuficiencia renal¹⁶. Sin embargo, se han descrito casos muy aislados de reacciones adversas¹⁷.

La inyección por vía intravenosa de contrastes paramagnéticos –quelatos de gadolinio– produce un acortamiento del T1. Durante el tiempo de tránsito del contraste por el torrente circulatorio (de manera similar a como lo hacen los contrastes yodados en los estudios angiocardiógráficos), el contraste provoca un aumento de la señal de la luz cardíaca y vascular que se vuelve marcadamente hiperintensa en secuencias potenciadas en T1. El contraste posteriormente alcanza la circulación capilar y pasa al espacio intersticial, y provoca un aumento de intensidad de los tejidos vascularizados; finalmente, el contraste es «lavado» de los tejidos y eliminado por filtración glomerular.

El uso de contrastes paramagnéticos, unido a las técnicas ultrarrápidas y a la posibilidad de obtener imágenes en 2D y 3D, aumenta la sensibilidad para analizar 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, 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 y patología cardiovascular.

SEGURIDAD Y CONTRAINDICACIONES

El principal problema en cuanto a la seguridad del procedimiento radica en que al introducir a un paciente en un equipo de RM lo estamos metiendo en un imán que genera un campo magnético intenso (de 0,2 a 3 T). Para entender la fuerza que eso conlleva podemos decir que el imán de la puerta de un frigorífico tiene 10 mT, o que el imán de grúas que pueden transportar materiales pesados como coches es de 0,3 T. Por tanto, la RM está, en general, contraindicada en pacientes con implantes metálicos debido al riesgo de desplazamiento o calentamiento. En pacientes cardíopatas preocupa, fundamentalmente, la realización de RM en pacientes con *stents*,

prótesis valvulares, marcapasos (MP) y desfibriladores automáticos implantables (DAI).

Stents

Teóricamente, el desplazamiento del *stent* podría provocar trombosis aguda de éste por lo que las empresas distribuidoras recomiendan esperar varias semanas después de haber implantado un *stent* antes de hacer un estudio de RM para así dar tiempo a que se produzca una endotelización completa. Los dispositivos actuales son, sin embargo, poco ferromagnéticos. La posibilidad de calentamiento y desplazamiento del *stent* se ha estudiado *in vitro*¹⁸ y en animales de experimentación^{19,20}, y se ha demostrado que estos dispositivos son seguros incluso con campos magnéticos mayores que los empleados habitualmente en clínica. Varios estudios clínicos²⁰⁻²³, todos retrospectivos, indican que la RM es segura en pacientes con *stent* pues no se ha observado una mayor incidencia de eventos que lo esperado^{21,23,24}, o que la observada en un grupo control^{20,22}. En algún estudio la RM no era cardíaca, lo que resta valor a sus resultados²¹ y solamente un grupo valoró la realización de RM en los primeros días tras la colocación del *stent*²⁴.

Según los datos disponibles, por tanto, la realización de RM cardíaca en pacientes con *stent* parece segura, aunque apenas hay trabajos en los que la RM sea cardíaca y se haya hecho en los primeros días tras la revascularización. Se hace necesario un estudio aleatorizado y prospectivo que nos dé respuestas definitivas a este respecto.

Prótesis valvulares

A pesar de que algunas pueden tener componentes ferromagnéticos, es seguro realizar RM en pacientes portadores de prótesis valvulares. El campo magnético creado por el equipo podría favorecer el desplazamiento de las prótesis, pero la fuerza provocada por ese campo magnético es mucho menor que la debida a la contracción del miocardio y el paso de la sangre a su través. En el pasado, hubo algunos temores con la válvula pre-6000 Starr-Edwards. En los últimos 20 años, sin embargo, no se ha publicado ninguna complicación en relación con la aplicación de los campos magnéticos propios de una RM de uso clínico y las prótesis valvulares.

Marcapasos y desfibrilador automático implantable

Actualmente ser portador de MP o DAI se considera una contraindicación formal para la realización de una RM²⁵. Se han comunicado varias defunciones en paciente con MP sometidos a RM, aunque el número de fallecimientos no comunicados podría ser mucho mayor²⁶. Por otra parte, la RM es una herramienta esencial en el diagnóstico por imagen y, a la vez, un número cada vez

mayor de pacientes tiene un MP o un DAI. De hecho, muchos pacientes con DAI necesitan un seguimiento muy cercano de su función ventricular, que podría hacerse de forma muy fiable con RM. La realidad es que en 1999 la RM se contraindicó en un 17% de los pacientes porque eran portadores de MP²⁷. Es improbable que se fabriquen MP y DAI compatibles con RM debido a que los gradientes magnéticos inducen una contaminación eléctrica demasiado fuerte como para que puedan filtrarse totalmente.

La RM puede provocar 3 tipos de efectos sobre el MP y el DAI o sus electrodos (tabla 2). Se ha demostrado que el calentamiento de los electrodos es mínimo²⁸ y que no produce cambios histológicos del miocardio²⁹. En cuanto a la posibilidad de desplazamiento, la fuerza del campo magnético sobre el generador es muy inferior a la que se necesitaría para desplazarlo²⁷. El único efecto con trascendencia clínica es la posible alteración del funcionamiento del generador. El potente imán de la RM puede inducir un cambio a modo asincrónico (pérdida de la función de sensado) en el 80% de los casos²⁶, la mayoría de las veces a una frecuencia superior a la programada (frecuencia magnética). Esto puede provocar arritmias rápidas en pacientes no dependientes de MP. Es excepcional que se produzca una inhibición permanente del MP, motivo por el cual algunos investigadores sugieren que el paciente dependiente de MP es el que con más seguridad puede someterse a un estudio de RM²⁶; otros autores, sin embargo, opinan lo contrario³⁰.

Aunque en la mayoría de los estudios se ha observado una disminución del voltaje de la batería, ésta suele ser mínima. Finalmente, los pulsos de gradiente emitidos por el equipo de RM pueden ser interpretados como latidos auriculares por los MP de doble cámara, lo que provocaría una estimulación ventricular a la máxima frecuencia permitida por el MP (frecuencia máxima de seguimiento). De la misma manera, esos pulsos pueden interpretarse por un DAI como una taquicardia ventricular y provocar descargas inapropiadas³¹, por lo que se ha aconsejado inhibir la terapia antitaquicárdica durante el estudio de RM.

En resumen, los datos disponibles apoyan la actitud de mantener la contraindicación de hacer estudios de RM a pacientes con MP o DAI. Si es necesario hacer el estudio, es seguro hacerlo con la supervisión directa de un cardiólogo, con la posibilidad de acceder a un desfi-

TABLA 2. Posibles efectos de la resonancia magnética en marcapasos y desfibriladores automáticos implantables

Calentamiento de los electrodos
Desplazamiento
Alteraciones en el funcionamiento
Desprogramación
Gasto de la batería
Interpretación errónea de los pulsos de gradiente

brilador con rapidez y con la precaución de interrogar al generador antes y después del estudio, y reprogramarlo si es necesario^{25,30,32}. En cualquier caso, deben evitarse MP y DAI fabricados antes de 2000 pues pueden dañarse irreversiblemente²⁸.

AGRADECIMIENTOS

Al Dr. Jerónimo Rubio por la revisión del apartado referente a la seguridad de la RM en los pacientes con MP y DAI. Sus consejos han contribuido a mejorar el trabajo sustancialmente.

BIBLIOGRAFÍA

1. Damadian R. Tumor detection by nuclear magnetic resonance. *Science*. 1971;171:1151-3.
2. Goldman MR, Brady TJ, Pyket IL, Buro CT, Buonanno FS, Kistler JP, et al. Quantification of experimental myocardial infarction using nuclear magnetic resonance imaging and paramagnetic ion contrast enhancement in excised canine hearts. *Circulation*. 1982;66:1012-6.
3. San Román JA, Tejedor P, Wu E. ¿Por qué la resonancia magnética sigue infrautilizada en los pacientes con cardiopatía? *Rev Esp Cardiol*. 2004;57:379-81.
4. Bloch F. Nuclear induction. *Physical Rev*. 1946;70:460-74.
5. Bloch F, Hansen WW, Packard M. The nuclear induction experiment. *Physical Rev*. 1946;70:474-85.
6. Bluemke DA, Boxerman JL, Atalar E, McVeigh ER. Segmented k-space cine breath-hold cardiovascular MR imaging. Principles and technique. *AJR*. 1997;169:395-400.
7. Carr JC, Simonetti O, Bundy J, Li D, Pereles S, Finn JP. Cine MR angiography of the heart with segmented true fast imaging with steady-state precession. *Radiology*. 2001;219:828-34.
8. Lee VS, Resnick D, Bundy JM, Simonetti OP, Lee P, Weinreb JC. Cardiac function: MR evaluation in one breath hold with real-time true fast imaging with steady-state precession. *Radiology*. 2002;222:835-42.
9. Moore CC, McVeigh ER, Zerhouni EA. Quantitative tagged magnetic resonance imaging of the normal human left ventricle. *Top Magn Reson Imaging*. 2000;11:359-71.
10. Szolar DH, Sakuma H, Higgins CB. Cardiovascular applications of magnetic resonance flow and velocity measurements. *J Magn Reson Imaging*. 1996;6:78-89.
11. Wilke NM, Jerosch-Herold M, Zenovich A, Stillman AE. Magnetic resonance first-pass myocardial perfusion imaging: clinical validation and future applications. *J Magn Reson Imaging*. 1999;10:676-85.
12. Bogaert J, Taylor AM, Van Kerckhove F, Dymarkowski S. Use of Inversion Recovery Contrast-Enhanced MRI for Cardiac Imaging: Spectrum of Applications. *AJR*. 2004;182:609-15.
13. Soler R, Rodríguez E, Remuñán C, Bello MJ, Díaz A. Magnetic Resonance Imaging of Primary Cardiomyopathies. *J Comput Assist Tomogr*. 2003;27:724-34.
14. Alley MT, Shifrin RY, Pelc NJ, Herfkens RJ. Ultrafast contrast-enhanced three-dimensional MR angiography: state of the art. *Radiographics*. 1998;18:273-85.
15. Lee DH. Mechanisms of contrast enhancement in magnetic resonance imaging. *Canadian Association of Radiologist Journal*. 1991;42:6-12.
16. Prince MR, Arnoldus C, Frisoli JK. Nephrotoxicity of high-dose gadolinium compared with iodinated contrast. *JMRI*. 1996;1:162-6.
17. Nelson KL, Gifford LM, Lauber-Huber C, Gross CA, Lasser TA. Clinical safety of gadopentetate dimeglumine. *Radiology*. 1995;196:439-43.
18. Hug J, Nagel E, Bornstedt A, Schnackenburg B, Oswald H, Fleck E. Coronary arterial stents: safety and artifacts during MR imaging. *Radiology*. 2000;216:781-7.
19. Strohm O, Kivelitz D, Groiss W, Schulz-Menger J, Liu X, Hamm B, et al. Safety of implantable coronary stents during 1H-magnetic resonance imaging at 1.0 and 1.5 T. *J Cardiovasc Magn Reson*. 1999;1:239-45.
20. Fiedrich MG, Strohm O, Kivelitz D, Groiss W, Wagner A, Schulz-Menger J, et al. Behaviour of implantable coronary stents during magnetic resonance imaging. *Int J Cardiovasc Intervent*. 1999;2:217-22.
21. Gerber TC, Fasseas P, Lennon RJ, Valeti VU, Wood CP, Breen JF, et al. Clinical safety of magnetic resonance imaging early after coronary artery stent placement. *J Am Coll Cardiol*. 2003;42:1295-8.
22. Schroeder AP, Houlind K, Pedersen EM, Thuesen L, Nielsen TT, Egeblad H. Magnetic resonance imaging seems safe in patients with intracoronary stents. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2000;2:43-9.
23. Kramer CM, Rogers WJ, Pakstis DL. Absence of adverse outcomes after magnetic resonance imaging early after stent placement for acute myocardial infarction: a preliminary study. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2000;2:257-61.
24. Kim CX, Wu E, Lee DC, Davidson DJ, Bonow R, Ricciardi M. Cardiac MRI within one week of coronary stent implantation is safe. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2005;7:301.
25. Kanal E, Borgstede JP, Barkovich AJ, Bell C, Bradley WG, Etheridge S, et al. American College of Radiology white paper on MR safety: 2004 update and revisions. *Am J Roentgenol*. 2004;182: 1111-3.
26. Irnich W, Irnich B, Bartsch C, Stertmann A, Gufler H, Weiler G. Do we need pacemakers resistant to magnetic resonance imaging? *Eurpace*. 2005;7:353-65.
27. Sakakibara Y, Mitsui T. Concerns about sources of electromagnetic interference in patients with pacemakers. *Jpn Heart J*. 1999;40: 737-43.
28. Roguin A, Zviman MM, Meininger GR, Rodrigues ER, Dickfeld TM, Bluemke DA, et al. Modern pacemaker and implantable cardioverter/defibrillator systems can be magnetic resonance imaging safe: in vitro and in vivo assessment of safety and function at 1.5 T. *Circulation*. 2004;110:475-82.
29. Luechinger R, Zeijlemaker VA, Pedersen EM, Mortensen P, Falk E, Duru F, et al. In vivo heating of pacemaker leads during magnetic resonance imaging. *Eur Heart J*. 2005;26:376-83.
30. Martin ET. Can cardiac pacemakers and magnetic resonance imaging systems co-exist? *Eur Heart J*. 2005;26:325-7.
31. Anfinson OG, Berntsen RF, AAss H, Kongsgaard E, Amlie JP. Implantable cardioverter defibrillator dysfunction during and after magnetic resonance imaging. *Pacing Clin Electrophysiol*. 2002;25:1400-2.
32. Gimbel JR, Kanal E, Schwartz KM, Wilkoff BL. Outcome of magnetic resonance imaging (MRI) in selected patients with implantable cardioverter defibrillators (ICDs). *Pacing Clin Electrophysiol*. 2005;28:270-3.