

MONOCARDIO

Resonancia magnética y corazón



MONOCARDIO

2.^a ÉPOCA • VOLUMEN III • Número 1 • 2001



EDITOR JEFE
Dr. Fernando Arribas Insaurriaga

Dirección postal
Sociedad Castellana de Cardiología
Avda. de Menéndez Pelayo, 67
28009 Madrid

MONOCARDIO

2.^a ÉPOCA • VOLUMEN III • Número 1 • 2001



Presidente

Dr. Carlos Junquera Planas

Vicepresidente 1.º

Dr. Francisco Martí Bernal

Vicepresidente 2.º

Dr. José Moreu Burgos

Secretario

Dr. Carlos Almería Valera

Tesorero

Dr. José Luis Álvarez Cuesta

Editor Jefe

Dr. Fernando Arribas Insaurriaga

Vocales

Dra. Araceli Boraita

Dr. José Luis Moya Mur

Presidentes autonómicos

Madrid: Dr. Luis Sosa Martín

Castilla-La Mancha: Dr. Juan Luis Bardaji Mayor

Castilla y León: Dr. Emilio Barroso Muñoz

La Rioja: Dr. Javier Enjuto Olabera

Cantabria: Dr. Atilano Sánchez González

Coordinación Editorial

AULA MÉDICA EDICIONES (Grupo Aula Médica, S.A.) 2001

MADRID: C. I. Venecia 2 - Alfa III. Planta 5.^a. Oficina 160. Isabel Colbrand, 10. 28050 Madrid. Teléf. 91 358 86 57 - Fax: 91 358 90 67

E-mail: info@grupoaulamedica.com

BARCELONA: Diagonal, 341, 3.^o 2.^a. 08037 Barcelona. Teléf. 93 207 53 12 - Fax: 93 207 69 08

D. L.: M - 13920/1984. S V R - 311 • ISSN: 0214-4751

MONOCARDIO

2.^a ÉPOCA • VOLUMEN III • Número 1 • 2001

Resonancia magnética y corazón

Director: L. J. Jiménez Borreguero

Servicio de Cardiología. Hospital Universitario Príncipe de Asturias. Campus Universitario

INTRODUCCIÓN A LOS ASPECTOS TÉCNICOS DE LA CARDIO-RM

L. J. Jiménez Borreguero, L. de Pablos Epalza y M. M. Chillón Terrón

Introducción técnica. Secuencias de estudio. Espín eco. Gradiente eco. Secuencias de adquisición rápida. Marcaje o *Tagging* miocárdico. Mapas de velocidad. Angio-RM. Espectroscopia. **Rutina de estudio. Glosario de términos utilizados en cardio-RM.**

1

ESTUDIO DE LA CARDIOPATÍA ISQUÉMICA POR CARDIO-RM

F. Carreras Costa y G. Pons Lladó

Estudio de la necrosis miocárdica crónica. Complicaciones del infarto. Aneurismas ventriculares. Rotura subaguda y pseudoaneurismas ventriculares. Trombosis intraventricular. Insuficiencia mitral. **Estudio del funcionalismo ventricular.** Estudio de la contractilidad global. Estudio de la contractilidad segmentaria. Estudios de estrés farmacológico. **Estudio de la anatomía coronaria. Estudio de la perfusión miocárdica mediante contraste paramagnético.** Necrosis miocárdica aguda. Estudio de la viabilidad miocárdica post-IAM. Estudios de primer paso para la detección de isquemia miocárdica. **Conclusión.**

11

CARDIO-RM EN LAS ENFERMEDADES DEL PERICARDIO, MIOCARDIOPATÍAS Y MASAS

J. L. Moya, P. Catalán, M. Muñoz, C. Harriague, G. Guzmán y R. Campuzano

Pericardio. Derrames pericárdicos. Engrosamientos pericárdicos. **Miocardiopatías.** Miocardiopatía dilatada. Miocardiopatía hipertrófica. Miocardiopatía restrictiva. Displasia arritmogénica de ventrículo derecho. **Masas cardíacas y paracardíacas.**

20

CUANTIFICACIÓN DE FLUJO MEDIANTE CARDIO-RM. APLICACIONES CLÍNICAS

L. J. Jiménez Borreguero, J. García Segovia y M. M. Chillón Terrón

Introducción. Valvulopatías y estenosis vasculares. Regurgitaciones valvulares. Estenosis valvulares y vasculares. Prótesis valvulares. **Cardiopatías congénitas. Cardiopatía isquémica.**

29

RESONANCIA MAGNÉTICA EN LAS ENFERMEDADES DE AORTA

J. A. San Román, J. M. Sierra y F. Fernández-Avilés

Estudio de la aorta con RM. Síndrome aórtico agudo. Disección aórtica clásica. Hematoma intramural aórtico. Úlcera penetrante aórtica. **Disección aórtica crónica. Aneurisma aórtico. Valoración postoperatoria. Ateromatosis aórtica. Enfermedades congénitas. Comparación de las técnicas diagnósticas.**

37

CARDIO-RM EN EL ESTUDIO DE LAS CARDIOPATÍAS CONGÉNITAS

M. T. Subirana, S. Pujadas y X. Borrás

Estudio segmentario de las cardiopatías congénitas. Estudio del situs auricular y de las conexiones venosas. Conexiones aurículo-ventriculares. Conexiones ventrículo-arteriales. Estudio de cortocircuitos. Comunicación interauricular (CIA). Comunicación interventricular (CIV). Defectos aurículo-ventriculares. Persistencia del conducto arterioso. **Lesiones obstructivas.** Obstrucción del tracto de salida del ventrículo derecho (VD). Estenosis Pulmonar Valvular y Supravulvar. Estenosis aórtica subvalvular y supravulvar. Coartación aórtica. **Cardiopatías congénitas complejas.** Tetralogía de Fallot. Transposición completa de los grandes vasos. **Estudios en pacientes postoperados de una cardiopatía congénita.** Fístulas arteriovenosas quirúrgicas. Banding de la arteria pulmonar

46

Introducción a los aspectos técnicos de la cardio-RM

L. J. Jiménez Borreguero, L. de Pablos Epalza y M. M. Chillón Terrón*
Servicio de Cardiología. Hospital Universitario Príncipe de Asturias. Alcalá de Henares. Madrid.
*CS Águilas. Área VII. INSALUD de Madrid.

Las imágenes de resonancia magnética utilizadas en medicina se obtienen de la energía liberada por el hidrógeno, que es el componente fundamental de la mayoría de los tejidos. Los protones que son sometidos a un campo magnético intenso y uniforme y tras aplicarles energía con ondas de radiofrecuencia (RF), la devuelven como ecos que son detectados por una antena. Los ecos recibidos como ondas de RF son procesados en base a su intensidad y a los cambios sufridos en su frecuencia y fase de onda para obtener imágenes de los tejidos.

1. INTRODUCCIÓN TÉCNICA

Los átomos con número impar de protones, como el hidrógeno, tienen la propiedad de magnetizarse y alinearse en la dirección de un campo magnético externo para crear una magnetización denominada longitudinal. La magnetización de los tejidos ocurre en un período de tiempo determinado y según una constante denominada T1 o tiempo de relajación longitudinal. Si se aplica RF a los átomos de hidrógeno pierden su situación de magnetización longitudinal que recuperan al liberar ecos de RF en un tiempo constante T1. La excitación con RF crea también un componente de magnetización transversal o perpendicular al campo externo y que desaparece según otra constante de tiempo T2. Estas constantes T1 y T2 dependen del medio químico en que se encuentren los átomos de hidrógeno y permiten caracterizar la composición de los distintos tejidos¹.

2. SECUENCIAS DE ESTUDIO

Una compleja combinación de gradientes magnéticos, de pulsos de RF y del momento de lectura de los ecos constituye una secuencia de resonancia magnética (RM). Los átomos de hidrógeno excitados tras la aplicación de energía con RF recobran su es-

tado inicial relajándose y emitiendo ecos. El procesamiento matemático de la señal de los ecos por medio de ecuaciones de Fourier permite generar imágenes².

Actualmente, las imágenes del corazón de alta resolución no se adquieren en tiempo real. Se dividen en líneas o paquetes de líneas y cada una de ellas es adquirida en el mismo momento del ciclo cardíaco de diferentes latidos. Para ello se sincroniza el movimiento del corazón iniciando las secuencias teniendo como referencia el complejo QRS del electrocardiograma. En ciertas ocasiones, la obtención de un ECG de calidad entraña cierta dificultad porque dentro del imán el flujo sistólico de los grandes vasos produce señales eléctricas durante la repolarización ventricular². Además, los gradientes magnéticos también generan artefactos de alta frecuencia sobre los cables y los electrodos que afectan a gran parte del intervalo RR del electrocardiograma. La aplicación de filtros reduce los artefactos pero no siempre de forma eficaz. Opcionalmente la secuencias se puede sincronizar con el pulso periférico. Sin embargo, no es recomendable porque la onda de pulso tiene una curva redondeada que no localiza con precisión el momento de inicio del movimiento del corazón. El resultado suele ser una imagen de baja calidad. Se puede sincronizar también el movimiento respiratorio mediante cinturones elásticos o bien mediante la técnica de eco navegador que monitoriza el movimiento del diafragma durante la respiración.

Las posibilidades de combinación de las secuencias de RM son innumerables y cada fabricante las denomina con siglas propias. Sin embargo, en cardio-RM la mayoría de ellas se basan en las secuencias denominadas spin eco³ y gradiente eco².

2.1. Espín eco

Es la secuencia de RM que se utiliza fundamentalmente para valorar la anatomía y caracterizar los

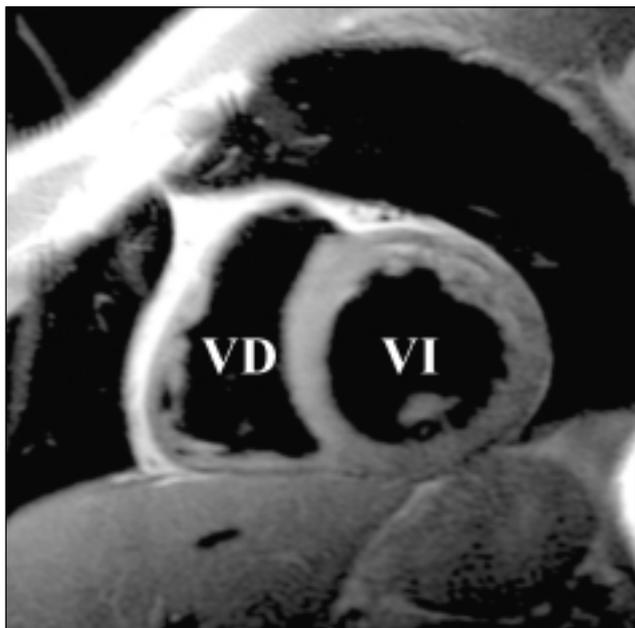


Figura 1.—Plano de eje corto del corazón a nivel ventricular medio con secuencia espín eco. La sangre en movimiento de la cavidad de ambos ventrículos produce ausencia de señal y se representa en negro. La pared miocárdica en gris y la grasa pericárdica en blanco. El parénquima pulmonar y aire de los pulmones produce ausencia de señal por la escasez de hidrógeno en su composición. VD: ventrículo derecho y VI: ventrículo izquierdo.

tejidos. Las imágenes obtenidas mediante este método proporcionan alta resolución y contraste de las estructuras cardiovasculares (fig. 1). El músculo cardíaco y la grasa producen ecos de RF con alta intensidad señal por lo que se representan en tonos claros, mientras que la sangre en movimiento no produce una señal homogénea y se representa en negro. Esta diferencia permite obtener un excelente contraste entre las paredes y la luz del corazón y los vasos. Variando los tiempos de repetición de la secuencia (TR) y de lectura de los ecos o tiempo de eco (TE) se pueden conseguir diferencias en la intensidad de la señal de los tejidos. Además, estas diferencias dependen de muchos factores entre los que destacan la densidad de los protones y las constantes de tiempo T1 y T2, que caracterizan a cada tejido. Espín eco es relativamente lenta en su adquisición, por lo que no resulta útil para obtener secuencias de cine en movimiento.

2.2. Gradiente eco

Es otra secuencia que se utiliza para estudios funcionales y dinámicos. Su rapidez de adquisición per-

mite obtener múltiples fotogramas o fases de un ciclo cardíaco del mismo plano para visualizar el corazón y los vasos en forma dinámica o en cine. A diferencia de espín eco, aquí la sangre en movimiento produce una señal más intensa que las estructuras estáticas (fig. 2). Las imágenes obtenidas se enlazan entre sí para ofrecer una secuencia de movimiento, de manera que puedan visualizarse el desplazamiento y engrosamiento parietal de los ventrículos, el movimiento de las válvulas y los patrones de flujo sanguíneo del corazón y de los grandes vasos.

2.3. Secuencias de adquisición rápida

La adquisición de imágenes con las técnicas descritas hasta ahora es relativamente lenta, por lo que en los últimos años se han desarrollado nuevas secuencias ultra-rápidas que disminuyen el tiempo de exploración en cardio-RM. Con las técnicas espín eco y gradiente eco convencionales, cada línea de matriz de una imagen se adquiere en un intervalo R-R del electrocardiograma. Habitualmente la matriz de la imagen está compuesta por al menos 128 líneas, con lo que se necesitarían al menos 128 latidos cardíacos para su adqui-

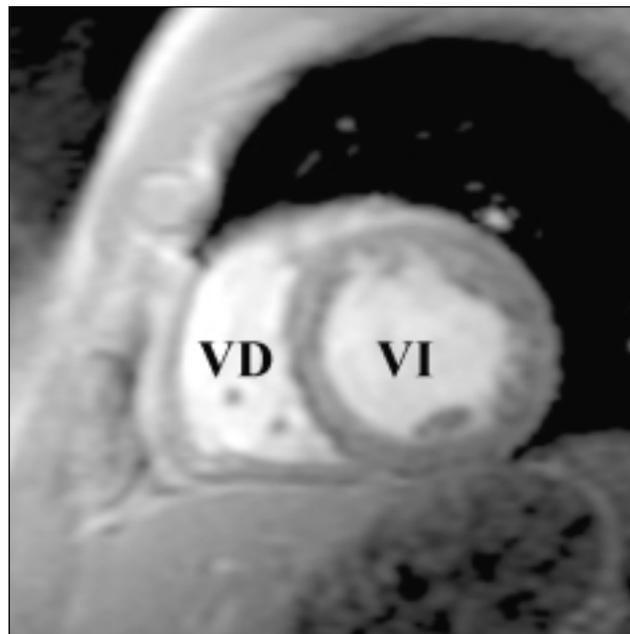


Figura 2.—Mismo plano que en la figura 1 pero con secuencia de gradiente eco. La principal diferencia con la imagen de espín eco es que aquí la sangre en movimiento produce una señal más intensa que el miocardio y que se puede visualizar en movimiento con secuencias de cine. VD: ventrículo derecho y VI: ventrículo izquierdo.

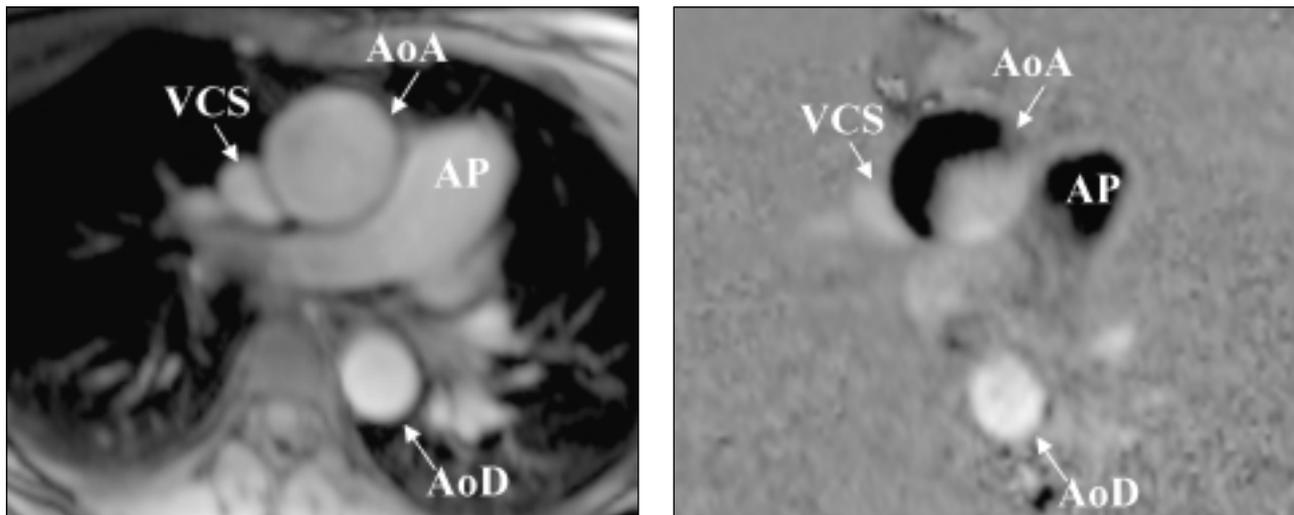


Figura 3.—Plano transversal o axial de aorta ascendente en sístole, al nivel de la bifurcación de la arteria pulmonar principal obtenido con secuencia de cine gradiente eco y mapas de velocidad codificados en fase. La imagen de la izquierda se denomina de magnitud, donde se puede ver la anatomía y realizar planimetría de la sección de la aorta. La imagen de la derecha es un mapa de velocidad. En oscuro se representa la velocidad en sentido craneal (aorta ascendente y tronco pulmonar) y en gris claro cuando la dirección es caudal (Vena cava superior y aorta descendente). En aorta ascendente normal es frecuente ver flujo de alta velocidad en sentido craneal y otro de retorno y de baja velocidad en sentido caudal. AoA: aorta ascendente, AoD: aorta descendente, AP: arteria pulmonar, VCS: vena cava superior.

sición. Con las nuevas técnicas rápidas se pueden adquirir paquetes de múltiples líneas en un solo RR, acortando el tiempo de adquisición a pocos segundos en los que es factible contener la respiración de forma confortable. Los estudios de perfusión miocárdica se realizan con secuencias que permiten obtener imágenes en cada latido cardíaco y en múltiples localizaciones simultáneas. Eco planar (EPI o *echo planar imaging* es una técnica que obtiene imágenes en tiempo real⁴ con resolución temporal inferior a 50 milisegundos. Espín eco y gradiente eco pueden utilizar la técnica EPI para acelerar su tiempo de adquisición.

2.4. Marcaje o *Tagging* miocárdico

Por medio de pulsos de radiofrecuencia de saturación se consigue eliminar la señal que genera el miocardio en determinadas zonas de la imagen, creando así como una retícula sobre en telediástole. La deformación sistólica de esta retícula permite analizar de forma objetiva la contractilidad de la pared miocárdica. Con toda la información que ofrece sobre el movimiento de la pared ventricular se puede reconstruir un modelo en tres dimensiones del movimiento de las paredes del corazón, lo que permite analizar y cuantificar la función y contractilidad regional⁵.

2.5. Mapas de velocidad

Los mapas de velocidad de cardio-RM se obtienen de secuencias de cine gradiente eco con codificación de velocidad en fase⁶. Básicamente consiste en la emisión de ondas de radiofrecuencia que sufren un proceso de desfase. El resultado es que los tejidos estáticos no desfazan las ondas mientras que todo lo que se mueve produce un desfase proporcional a su velocidad. Esta técnica puede medir velocidades en cada pixel de la imagen y en tres direcciones ortogonales. Los mapas de velocidad son cuantitativos y permiten estimar la velocidad media en toda la sección de flujo (fig. 3). El cálculo del volumen de flujo es muy preciso⁷ y no es necesario realizar asunciones geométricas complejas. Cardio-RM es la única técnica de imagen con capacidad para adquirir información completa de flujo, con reconstrucción tridimensional y con tres componentes de velocidad y tiempo.

La cuantificación de flujo por este método se emplea para calcular el volumen latido y gasto cardíaco de ambos ventrículos, a partir de imágenes adquiridas en aorta ascendente y tronco de la arteria pulmonar. También es útil para la estimación de *shunt* intra y extracardiácos, para cuantificar volúmenes de regurgitación aórtico y pulmonar, para el cálculo de gradientes a través de estenosis valvulares, arteriales o de conductos quirúrgicos e incluso

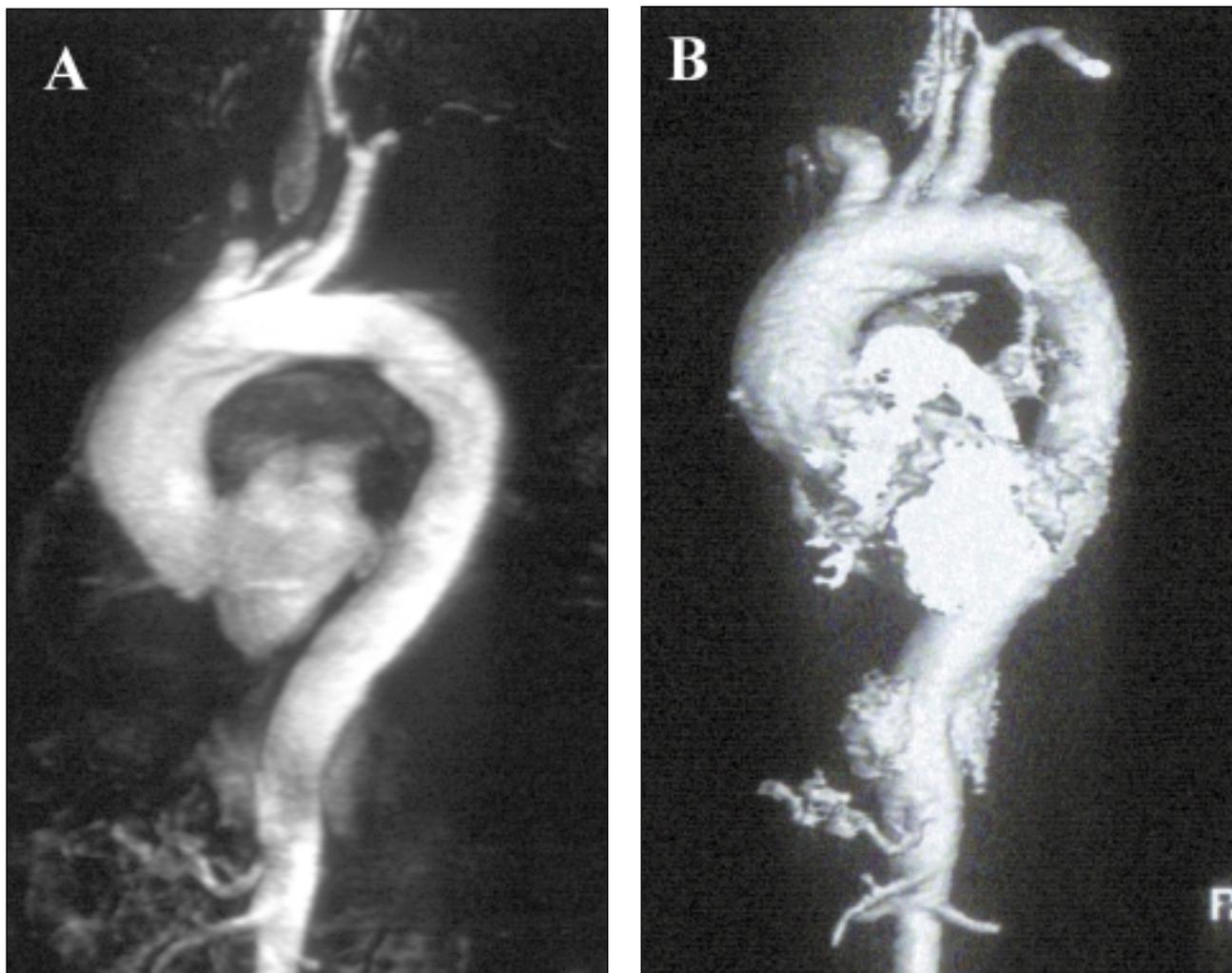


Figura 4.—Estudio de aorta con gadolinio. En A se presenta una imagen con proyección de máxima intensidad (MIP) y en B una reconstrucción 3D.

para el estudio no invasivo de la reserva de flujo coronario.

2.6. ANGIO-RM

La angiografía de contraste ultrarápida (angio-RM) está siendo considerada como el método de elección para el estudio vascular periférico. La técnica se realiza con inyección de un bolo de gadolinio en una vena periférica⁸. El postproceso de las imágenes permite hacer reconstrucciones con reformateo multiplanar (MPR), proyección de máxima intensidad (MIP), reconstrucción 3D (fig. 4) o endoscopia intraarterial virtual. El MPR ofrece imágenes tomográficas

en cualquier plano deseado, mientras que la MIP ofrece una visión tridimensional de los vasos torácicos. La endoscopia intraarterial virtual es una forma de procesamiento de imagen capaz de mostrar vistas internas de la pared de los vasos, pero que actualmente no tiene aceptación generalizada para su uso clínico.

2.7. Espectroscopia

La espectroscopia con cardio-RM permite el estudio de otros núcleos diferentes al hidrógeno con un número impar de protones, neutrones o ambos. Es el único método disponible para el estudio no invasivo

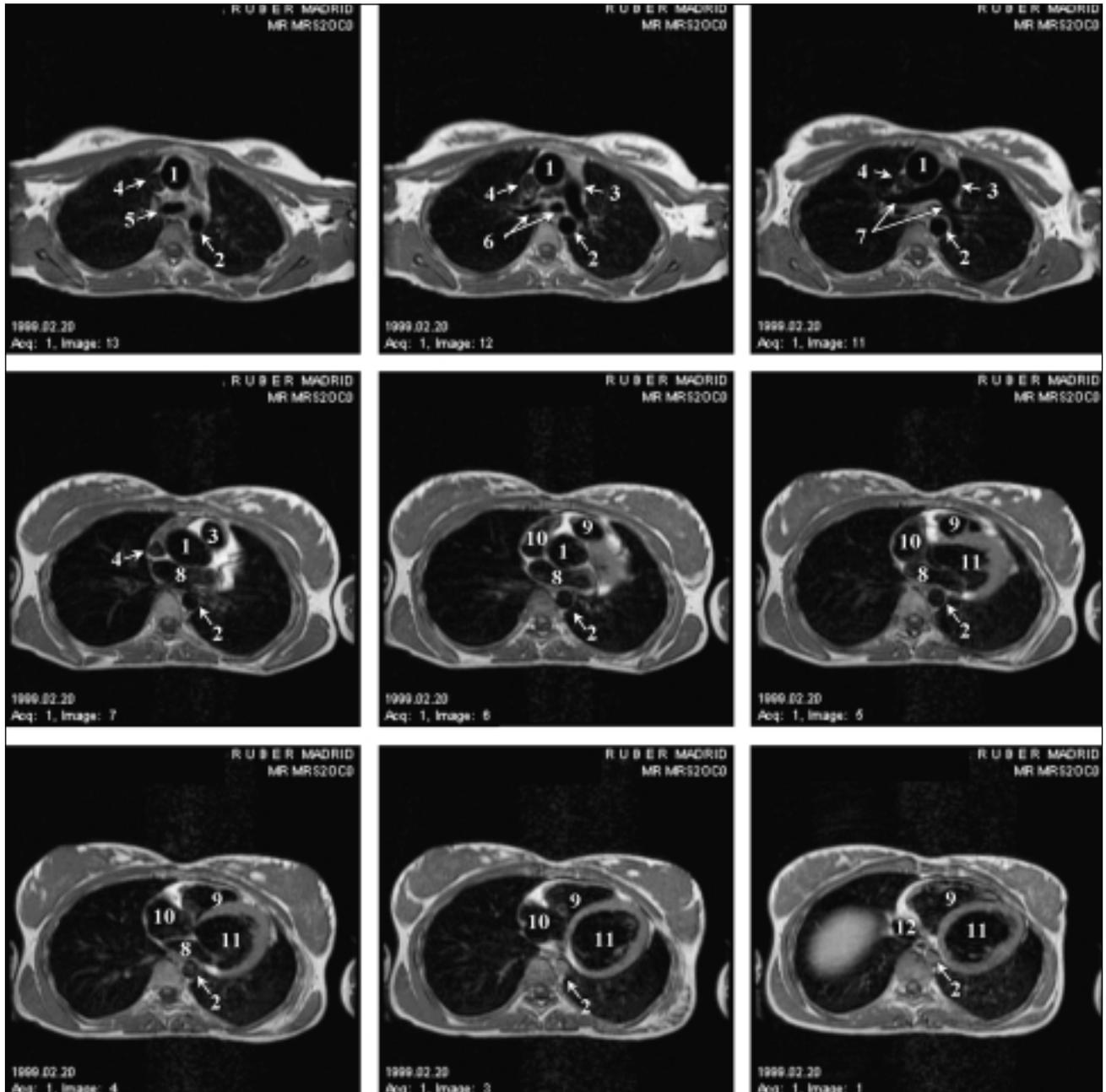


Figura 5.—Plano axial multicorte obtenido con secuencia espín eco. 1: aorta ascendente, 2: aorta descendente, 3: arteria pulmonar, 4: vena cava superior, 5: tráquea, 6: bronquios izquierdo y derecho, 7: ramas derecha e izquierda de la arteria pulmonar, 8: aurícula izquierda, 9: ventrículo derecho, 10: aurícula derecha, 11: ventrículo izquierdo y 12: vena cava inferior.

del metabolismo cardíaco sin la necesidad de aplicar marcadores radioactivos. Los núcleos de interés para la espectroscopia de cardio-RM metabólica son el H1, C13, F19, Na23, P31, K39 y Rb87. La concentración de estos átomos es tan pequeña que pro-

ducen una señal insuficiente y que no permite reconstruir una imagen. Únicamente se pueden registrar espectros correspondientes a un volumen de muestra seleccionado en el miocardio. La espectroscopia de cardio-RM del P31 se utiliza en cardio-

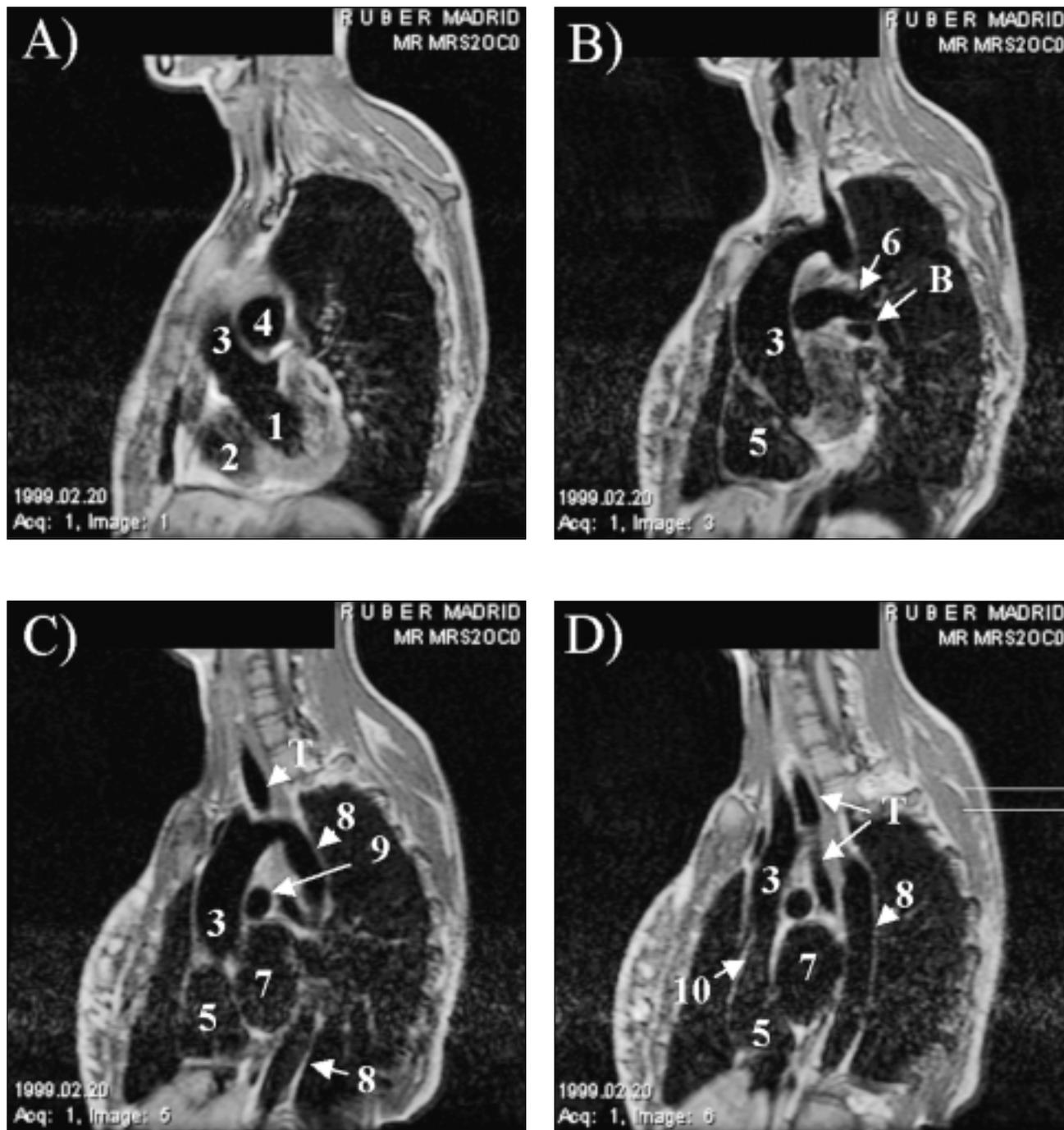


Figura 6.—Plano sagital obtenido con secuencia espín eco. 1: ventrículo izquierdo, 2: ventrículo derecho, 3: aorta ascendente, 4: arteria pulmonar, 5: aurícula derecha, 6: rama izquierda de la arteria pulmonar, 7: aurícula izquierda, 8: aorta descendente, 9: rama derecha de la arteria pulmonar, 10: Vena cava superior y T: tráquea.

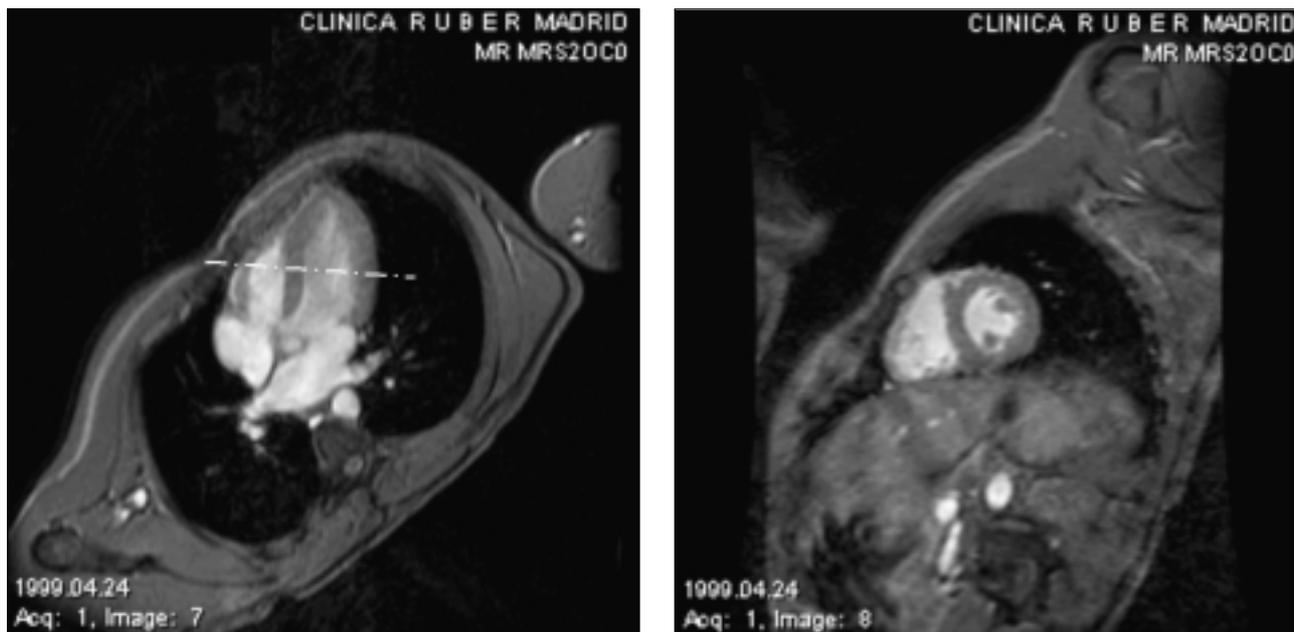


Figura 7.—A la izquierda se puede ver un plano de cuatro cámaras del corazón obtenido con secuencia de cine gradiente eco. La línea de puntos es la referencia de la imagen de la derecha que es un plano de eje corto de ambos ventrículos.

logía experimental para estudiar el metabolismo cardíaco y detectar viabilidad miocárdica o rechazo de trasplantes de corazón⁹.

3. RUTINA DE ESTUDIO

La duración de la exploración depende de la patología a estudiar y varía desde 20 a 60 minutos. La obtención de un ECG de calidad es un objetivo de primer orden. Sin un QRS adecuado no se puede iniciar la exploración de cardio-RM de alta calidad. Opcionalmente se puede sincronizar la señal del pulso periférico, pero se obtendrán imágenes de pobre calidad. Para evitar los artefactos de flujo sobre el ECG se deben situar los electrodos próximos unos de otros en la región precordial, dorsal o costado izquierdo. La utilización de electrodos de carbono y de cables apantallados o de fibra óptica disminuye los artefactos de alta frecuencia y mejora el registro del ECG.

Con cardio-RM se pueden obtener planos con la oblicuidad compleja que mejor visualice el área de interés. Los estudios comienzan con múltiples cortes paralelos de baja resolución del tórax que sirven para localizar las estructuras cardiovasculares con rapidez. A continuación, se pueden obtener imágenes con espín eco en planos ortogonales frontal o coronal, transversal o axial y sagital (figs. 5 y 6) que permiten realizar una valoración anatómica cardiovascular. Los equipos de última generación que dispo-

nen de secuencias de tiempo real pueden localizar el área de estudio en períodos de tiempo muy cortos y disminuyen el tiempo de exploración de forma significativa. Espín eco obtiene cada corte con diferente tiempo de retraso respecto al QRS, de forma que la primera imagen es telediastólica, las sucesivas corresponden a la sístole y las últimas a la diástole ventricular. Este dato es fundamental para evitar errores de medición de las cavidades cardíacas y del espesor de pared.

Para el estudio dinámico del corazón se utilizan secuencias de cine eco gradiente que tienen como referencia su eje longitudinal en los planos típicos de cuatro cámaras, longitudinal de dos cámaras y axiales o de eje corto (fig. 7). Además, se pueden añadir planos con la oblicuidad que precise el área de interés. Con cine gradiente eco se obtienen imágenes dinámicas durante todo el ciclo cardíaco lo que permite elegir el momento de la sístole o la diástole en el cual realizar mediciones de precisión.

Cada patología requiere una técnica de exploración diferente. La cuantificación de flujo mediante mapas de velocidad se utiliza para estimar el índice Qp/Qs, el flujo colateral de la coartación de aorta, el grado de regurgitación aórtica y pulmonar o el flujo coronario. El análisis del espesor de pared, masa, contractilidad global y segmentaria biventricular requiere la aplicación de secuencias de cine gradiente eco y del método de Simpson en múltiples cortes paralelos. La valoración de la perfusión miocárdica en

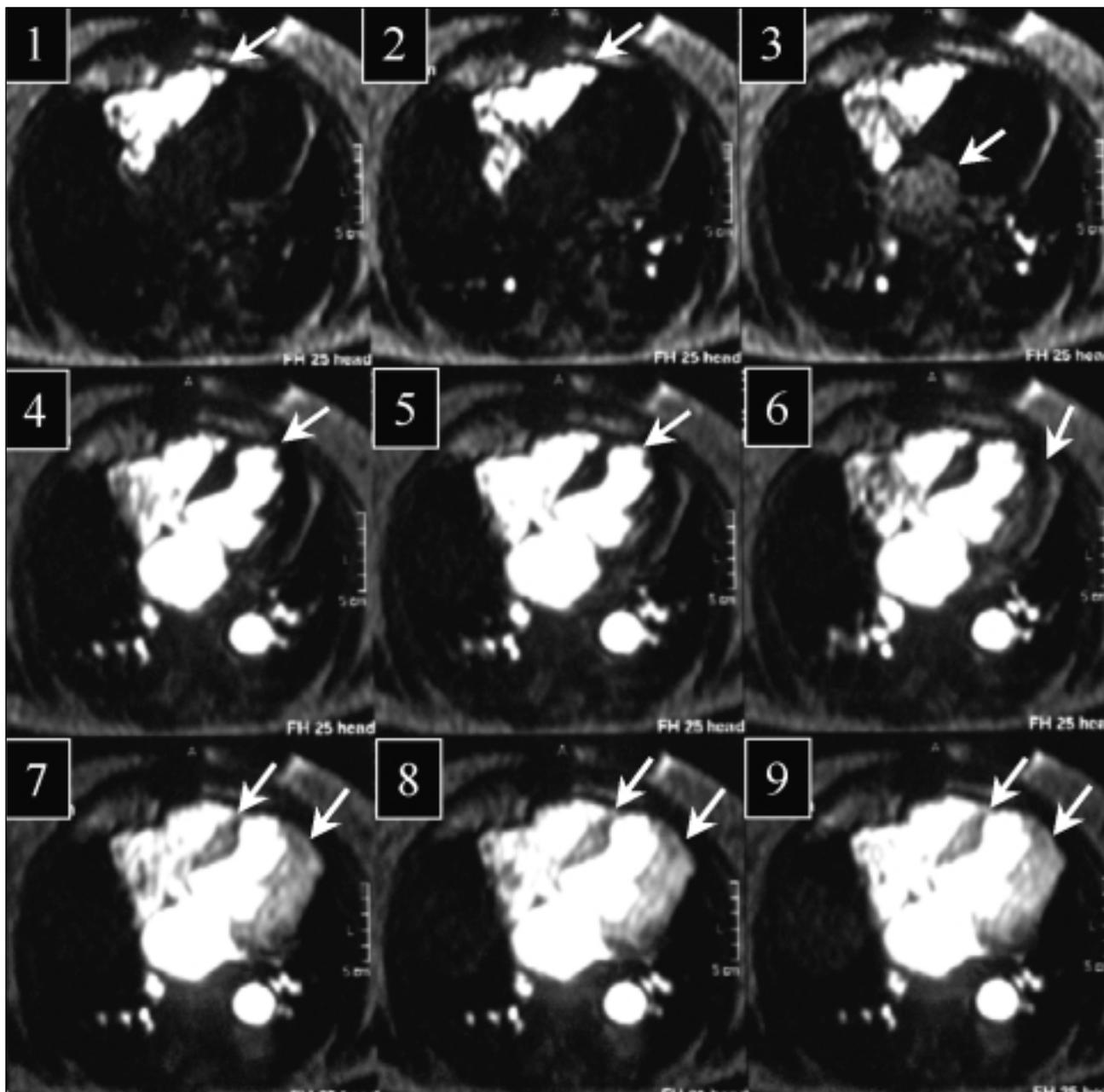


Figura 8.—Estudio de perfusión miocárdica con primer paso de gadolinio normal. Desde la imagen 1 en que se ve como el contraste, señalado con flecha, alcanza primero la cavidad del ventrículo derecho, después la aurícula izquierda, posteriormente la cavidad ventricular izquierda y finalmente la pared del ventrículo izquierdo.

primer paso de contraste precisa de la inyección de un bolo de gadolinio en una vena periférica (fig. 8) y una resolución temporal de uno o dos latidos cardíacos. El estudio de masas requiere técnicas espín eco o doble y triple inversión recuperación, además

de la inyección de gadolinio para determinar si existe vascularización de la masa. El pericardio y las displasias del ventrículo derecho se estudian con secuencias espín eco o doble y triple inversión recuperación y cine gradiente eco.

4. GLOSARIO DE TÉRMINOS UTILIZADOS EN CARDIO-RM

Angio-RM. Técnica de RM utilizada para realizar angiografías y que habitualmente aplica contrastes.

Antena o bobina. El término bobina viene de la traducción literal del inglés «coil». Es un dispositivo que emite y recibe ondas de radiofrecuencia en sincronización con los gradientes magnéticos. Los estudios de cardiología se pueden realizar con una antena incorporada en el equipo, sin embargo, se obtiene mejor relación señal/ruido con antenas específicas situadas en la superficie del tórax del paciente.

Cardio-RM intervencionista. La introducción de catéteres intravasculares permite hacer angioplastia arterial. Actualmente está en desarrollo.

Cardio-RM. Es la técnica de resonancia magnética aplicada en cardiología.

Cine gradiente eco. Ciclo de un latido cardíaco que visto secuencialmente produce una imagen dinámica del corazón.

Constante T* (Free induction decay). Decaimiento libre de la señal de eco.

Constante T1. Constante de tiempo de relajación longitudinal.

Constante T2. Constante de relajación transversal.

Contrastes intravasculares. Son contrastes que no se distribuyen por el espacio intercelular y que aún están bajo investigación.

Densidad protónica. Cuando la intensidad de las imágenes depende, fundamentalmente de la cantidad de átomos de hidrógeno del tejido se dice que están ponderadas en densidad protónica.

Disproio. Contraste paramagnético que produce un acortamiento de la señal T2. Es menos utilizado que el gadolinio y también se distribuye por el espacio extracelular.

Eco. Onda de radiofrecuencia que devuelven los protones.

Eco navegador. Técnica que se utiliza para evitar los artefactos de movimiento que producen los movimientos del tórax durante la respiración. Inicialmente se utilizó para monitorizar el movimiento del diafragma y poder obtener imágenes 3D de las arterias coronarias con respiración libre. También se puede monitorizar el movimiento del miocardio mediante esta técnica.

Eco planar (EPI). Es una técnica de RM que permite obtener imágenes en tiempo real.

Espín. Giro que describen los protones como una peonza.

Espín eco. Secuencia de RM que permite obtener imágenes estáticas y en las que la sangre en movimiento rápido no produce señal. Con ello se obtiene una delimitación precisa de las cavidades cardíacas y la luz de los vasos.

Fases de cine. Fotogramas que componen un ciclo de cine durante un intervalo RR del electrocardiograma. Doce es un número mínimo de fases o fotogramas necesarios para tener una idea dinámica de movimiento. Los equipos de última generación pueden obtener más de sesenta fases por RR.

Frecuencia de precesión. Es la frecuencia de giro de espín de los protones y depende de la intensidad del campo magnético.

Gadolinio. Contraste paramagnético que acorta el tiempo de la señal T1. Se inyecta en una vena periférica y tiene un primer paso vascular para posteriormente pasar al espacio extracelular.

Gradiente eco. Secuencia que permite obtener imágenes estáticas o en movimiento. A diferencia de espín eco la sangre en movimiento produce una señal intensa que contrasta con la señal menos intensa de las paredes.

Gradiente magnético. Alrededor del imán principal existen otros electroimanes con posibilidad de crear gradientes magnéticos en cualquier dirección del espacio. Estos gradientes se sincronizan con los pulsos de radiofrecuencia para crear secuencias.

Índice señal/ruido. Es un índice que determina la calidad de la imagen en relación con la pureza de la señal de eco.

Mapas de velocidad. Son imágenes de mapas cuantitativos de velocidad y se puede obtener en las tres direcciones del espacio simultáneamente. Para ello se realiza una secuencia de contraste de fase que básicamente consiste en la emisión de ondas de radiofrecuencia que sufren un proceso de desfase. El resultado es que los tejidos estáticos no desfazan las ondas mientras que todo lo que se mueve produce un desfase proporcional a su velocidad.

MIP (proyección de máxima intensidad). Es una angiografía obtenida de la reconstrucción en cualquier dirección del espacio y que se obtiene de los datos obtenidos de múltiples cortes paralelos adquiridos durante la inyección de gadolinio.

Protón. Átomo de hidrógeno.

Radiofrecuencia. Es la energía en forma de ondas que se emite para ser captada por los protones y que posteriormente liberan como un eco.

Respiración sostenida. Es otra forma de evitar los artefactos de movimiento del tórax. Consiste en mantener sostenida la respiración durante 8 a 15 segundos para evitar el movimiento del tórax. La posición más confortable para el paciente es la espiración no forzada después de una inspiración profunda.

Secuencias Fast o Turbo. Son secuencias que permiten obtener imágenes espín eco y gradiente eco durante pocos segundos de apnea.

Secuencias de inversión-recuperación. Se obtienen en tiempos cortos de respiración sostenida.

Cuando son de doble inversión-recuperación producen imágenes anatómicas de alta calidad similares a espín eco y disminuyendo los artefactos de flujo. Con triple inversión-recuperación se suprime señal de la grasa que pueda haber en los tejidos.

Secuencias de supresión grasa. Las secuencias pueden aplicar un pulso de radiofrecuencia que anule la señal de la grasa existente en los tejidos. Habitualmente la supresión grasa no es homogénea en todo el campo de visión. Triple inversión-recuperación suprime más eficazmente la grasa.

Tagging. Es una técnica que marca el miocardio en diástole con bandas paralelas y que se deforman en sístole, permitiendo determinar la contractilidad de forma cuantitativa.

Tesla. Es la unidad que mide la intensidad magnética. Los equipos de RM disponen de un potente campo magnético uniforme y constante generado por un electroimán de hilo superconductor o por un imán fijo. En cardio-RM se pueden utilizar campos de 0,5 teslas para estudios anatómicos de muy buena calidad. Los estudios dinámicos son más eficaces con campos magnéticos de 1,5 teslas. Campos magnéticos más intensos están siendo evaluados para un futuro uso clínico en cardiología.

Tiempo de eco (TE). Tiempo que transcurre entre la emisión del pulso de radiofrecuencia y la lectura del eco.

Tiempo de repetición (TR). Tiempo que transcurre entre la emisión de pulsos de radiofrecuencia sucesivos.

TOF (Time of Flight). Secuencia utilizada para estudios vasculares y que puede reconstruir angiografías.

BIBLIOGRAFÍA

1. Reichek N: Resonancia magnética cardíaca. *Clínicas Cardiológicas de Norteamérica*. Méjico: McGraw-Hill 1998.
2. Underwood RS y Firmin D: Magnetic resonance of the cardiovascular system. Ed: Underwood R. Oxford: Blackwell Scientific Publications; 1991.
3. Hahn EL: Spin Echoes. *Phys Rev* 1950; 80: 580-94.
4. Mansfield P: Multiplanar image formation using spin echoes. *J Phys C* 1977; 10: 255-8.
5. Axel L, Gonzalves RC, Bloomgardenb D: Regional heart wall motion: two dimensional analysis and functional imaging with MR imaging. *Radiology* 1992; 183: 745.
6. Van Dijk P: Direct cardiac NMR imaging of the Herat wall and blood flow velocity. *J Comput Assit Tomogr* 1985; 8: 429-36.
7. Jiménez Borreguero LJ, Kilner PJ, Firmin DN: The precision of magnetic resonance velocity mappijng to calcule flow. *In vitro study. J Cardiovas MR* 1998; 1: 85 (Abst).
8. Prince MR, Narasimham DL, Jacoby WT: Tree dimensional Gd-enhanced MR angiography of the thoracic aorta. *AJR* 1996; 166: 1387-97.
9. Bottomley PA: ME spectroscopy of the human heart: the status and the challenges. *Radiology* 1994; 191: 593-612.

Estudio de la cardiopatía isquémica por cardio-RM

F. Carreras Costa y G. Pons Lladó

Sección de Imagen Cardíaca. Servicio de Cardiología. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona.

La cardio-resonancia magnética (cardio-RM) promete ser una técnica de gran utilidad práctica para el estudio de la cardiopatía isquémica. Las secuencias ultra-rápidas realizables en la actualidad con los equipos de última generación acortan de forma significativa la duración de los estudios y presentan imágenes de gran resolución. Además del estudio de la anatomía y el funcionalismo cardíacos, la cardio-RM permite ahora el estudio de la perfusión miocárdica mediante la utilización de agentes de contraste paramagnético, como el gadolinio-DTPA, metodología que ha demostrado ser de gran utilidad en la práctica clínica para el diagnóstico de viabilidad miocárdica y que compite seriamente con las técnicas isotópicas. El concepto de «todo en uno» («one stop shop») acuñado por Pohost¹ en 1995 ya es una realidad en la práctica diaria actual. Efectivamente, con los equipos actuales de resonancia magnética (RM) es posible realizar en una única sesión de 30 a 45 minutos un estudio cardiológico completo, incluyendo el estudio anatómico de las estructuras cardíacas, la valoración de la contractilidad de ambos ventrículos a nivel global y segmentario, el cálculo de la fracción de eyección, tanto del ventrículo derecho como del izquierdo, a partir de la determinación de los volúmenes reales de ambas cavidades, y estudios de perfusión mediante administración de contraste, así como estudios de función ventricular con estimulación farmacológica. Únicamente los estudios metabólicos realizados a partir de la espectroscopia de los compuestos fosforilados y, más recientemente, del sodio, se hallan aún en fase experimental. Objetivo prioritario de los trabajos actuales de investigación clínica en el estudio de la viabilidad miocárdica mediante la cardio-RM es demostrar una óptima relación coste / beneficio de las exploraciones realizadas con esta técnica, en particular si se comparan con los estudios isotópicos.

En cuanto al estudio de la anatomía coronaria, las perspectivas a medio plazo no son tan optimistas como en el tema de la perfusión. Con la tecnología actual aún no ha sido posible conseguir imágenes de muy alta resolución que permitan una adecuada pre-

cisión diagnóstica en la localización y cuantificación de las lesiones coronarias de los segmentos más distales de los troncos epicárdicos. No obstante, la cada vez mayor inversión de recursos para el desarrollo de nuevo software y hardware dedicado a la CRM permiten augurar una precoz resolución de este punto.

En el presente capítulo se desarrollará la aplicación de la cardio-RM para el estudio de la cardiopatía isquémica desde el punto de vista anatómico y funcional, comprendiendo este último aspecto el estudio de la contractilidad mediante secuencias dinámicas, la realización de técnicas de estimulación farmacológica para la detección de isquemia y los estudios de perfusión miocárdica para la valoración de isquemia y viabilidad miocárdicas.

ESTUDIO DE LA NECROSIS MIOCÁRDICA CRÓNICA

La técnica *espín eco* T₁ permite visualizar las estructuras cardíacas en imágenes estáticas, mediante cortes contiguos siguiendo los ejes anatómicos del corazón, lo que permite delinear de forma precisa el epicardio y el endocardio ventricular. La resolución de imagen es superior a la ecocardiografía y sin las limitaciones físicas de ésta última, como es la degradación de la imagen por las interferencias causadas por la interposición de estructuras ecorrefringentes. Aunque el tejido miocárdico que ha sufrido un proceso de necrosis, incluso transmural, no presenta características tisulares diferenciales en las secuencias de imágenes obtenidas mediante técnica *espín eco* T₁, la detección y la estimación de la extensión del infarto crónico son posibles debido al característico adelgazamiento de la pared miocárdica² (fig. 1).

La alta resolución y nitidez de las imágenes obtenidas, junto a la posibilidad de practicar cortes en cualquier orientación, suponen una ventaja de la cardio-RM sobre otras técnicas de imagen, al permitir calcular sin dificultad el volumen y la masa miocárdica ven-

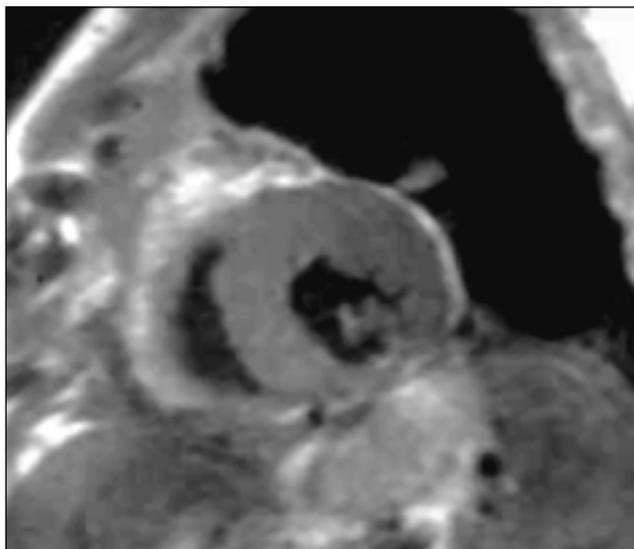


Figura 1.—Plano transversal del ventrículo izquierdo en sístole correspondiente a una secuencia espín eco T_1 . Se observa una marcada reducción del grosor de la pared ventricular posterior, característica de una necrosis crónica.

tricular izquierda sin necesidad de asumir formas geométricas determinadas³. Ello requiere la aplicación del método de Simpson de sumación del volumen miocárdico en cortes transversos contiguos del ventrículo izquierdo. Un cálculo exacto y reproducible de la masa y volumen ventricular, en pacientes que han sufrido un infarto de miocardio, puede revestir gran interés en los estudios de seguimiento longitudinal del fenómeno de la remodelación miocárdica, permitiendo estudiar el efecto de un eventual intervencionismo terapéutico.

COMPLICACIONES DEL INFARTO

Aneurismas ventriculares

Tanto las técnicas *espín eco* T_1 como *gradiente eco* son útiles para la identificación de los aneurismas ventriculares (fig. 2) y la determinación de su extensión, facilitando la toma de decisión quirúrgica así como la planificación técnica de la misma. La posibilidad de poder reproducir exactamente los mismos planos de corte en diferentes estudios permite la comparación pre y post-cirugía.

Rotura subaguda y pseudoaneurismas ventriculares

El carácter no invasivo de la cardio-RM y su elevada resolución para visualizar las estructuras para-

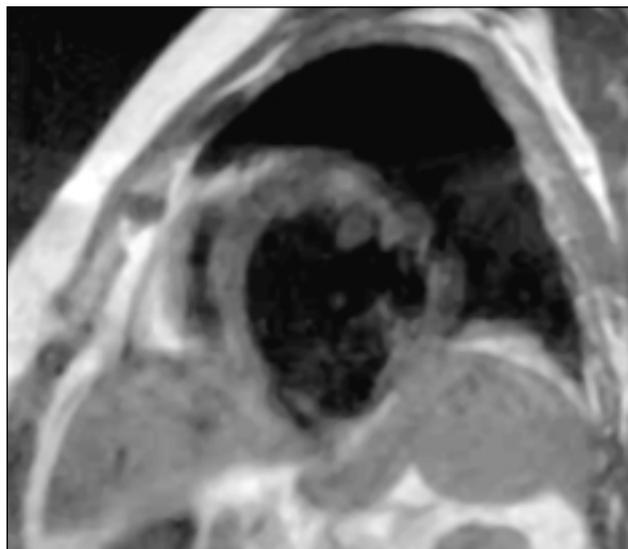


Figura 2.—Plano transversal del ventrículo izquierdo en el que se visualiza un aneurisma infero-basal. Obsérvese la deformación del diafragma producida por la dilatación aneurismática.

cardíacas, a diferencia de la ecocardiografía, permite diagnosticar fácilmente la existencia de un hemopericardio contenido secundario a una rotura subaguda (fig. 3), que posteriormente puede evolucionar a la formación de un pseudoaneurisma ventricular, evitando el riesgo que supone efectuar un cateterismo ventricular en estos casos.

Trombosis intraventricular

Aunque las imágenes estáticas *espín eco* T_1 permiten identificar fácilmente los trombos intraventriculares, en ocasiones pueden existir dudas diagnósticas ante la existencia de artefactos de flujo, especialmente si existe dilatación ventricular y éstasis sanguíneo. En estos casos es preciso efectuar una secuencia de cine mediante la técnica *gradiente eco*, con lo que es posible diferenciar fácilmente un artefacto de flujo de un trombo organizado⁴ (fig. 4).

Insuficiencia mitral

Aunque la cardio-RM no es la técnica de elección para el diagnóstico de la insuficiencia mitral, es posible identificar su presencia mediante el característico efecto de «ausencia de señal» que producen los flujos turbulentos en las secuencias de cine-RM por la técnica de *gradiente eco* (fig. 5).



Figura 3.—Imagen de una secuencia de cine gradiente eco en la que se observa un plano de dos cámaras del ventrículo izquierdo. En la cara inferior, en un segmento con necrosis previa, se observa una cavidad con boca de entrada estrecha. La turbulencia del chorro sistólico procedente del ventrículo izquierdo se identifica por la ausencia de señal. En conjunto la imagen es diagnóstica de pseudoaneurisma ventricular.

ESTUDIO DEL FUNCIONALISMO VENTRICULAR

La cardio-RM ha demostrado ser una técnica efectiva, exacta y reproducible para la determinación de medidas y parámetros funcionales de ambos ventrículos. Las secuencias de cine, obtenidas mediante la técnica *gradiente eco*, permiten una correcta visualización de los bordes de la pared miocárdica con una adecuada resolución temporal (hasta más de 60 imágenes por ciclo cardíaco) y un ilimitado campo de visión, factores que permiten valorar adecuadamente la contractilidad ventricular global y segmentaria (figs. 6 a y b).

Estudio de la contractilidad global

Para el cálculo rápido de la fracción de eyección, cuando existen alteraciones segmentarias de la contractilidad, es útil en la práctica utilizar el método biplano, el cual incluye planos de 2 y 4 cavidades,

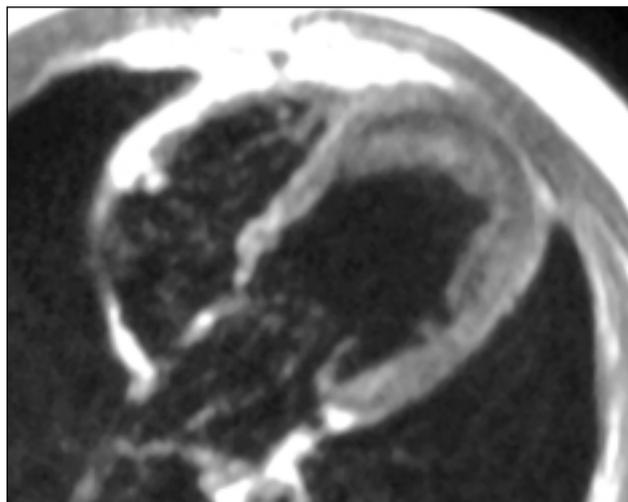


Figura 4.—Plano de cuatro cámaras obtenido en una secuencia espín eco T₁ correspondiente a un paciente con un aneurisma apical de origen isquémico, en la que se identifica la existencia de un trombo laminar extenso.

aunque el método más exacto, pero también más costoso en tiempo de realización, es el cálculo directo mediante el método de Simpson de los volúmenes sistólico y diastólico, a partir de las secciones transversales del ventrículo izquierdo obtenidas en una secuencia multiplano-multifase. La alta resolución de las imágenes obtenidas permite que ambos métodos sean muy reproducibles⁵. Asimismo,



Figura 5.—Imagen sistólica correspondiente a una secuencia gradiente eco de un paciente con valvulopatía reumática mitral, en la que se dibuja un chorro correspondiente a la ausencia de señal provocada por el flujo turbulento de una insuficiencia mitral.

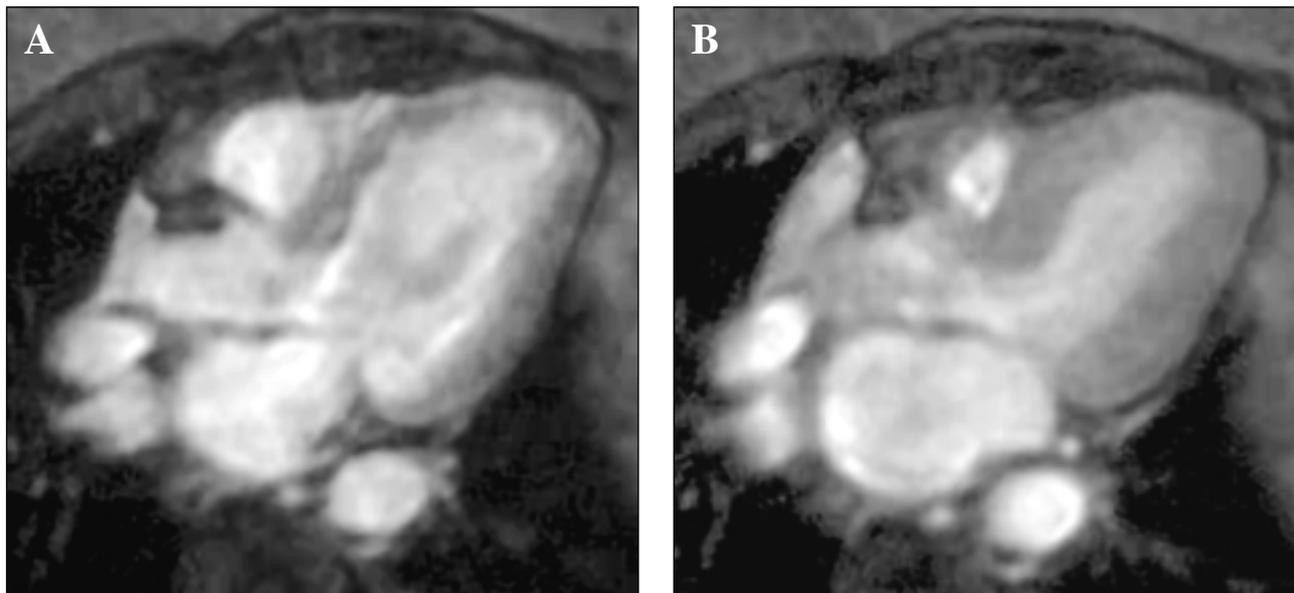


Figura 6.—Imágenes diastólica (a) y sistólica (b) correspondientes a una secuencia de gradiente eco, en las que se aprecia la contractilidad ventricular izquierda en un corte longitudinal.

la cardio-RM ha demostrado ser una técnica fiable para el cálculo de volúmenes y masa del ventrículo derecho⁶, estructura en la que, por su irregularidad anatómica, es obligado utilizar el método de Simpson para el cálculo de la fracción de eyección.

Estudio de la contractilidad segmentaria

Para medir las alteraciones del engrosamiento sistólico de la pared ventricular izquierda es preciso analizar las secuencias de cine en el eje transversal ventricular (figs. 7 a y b). Los equipos de última generación ya permiten acortar sensiblemente el tiempo de obtención de las imágenes de cine, utilizando secuencias ultra-rápidas, mientras que se están perfeccionando los programas de reconocimiento automático de bordes para poder efectuar de forma automatizada tanto los análisis de contractilidad radial como las variaciones segmentarias en el engrosamiento sistólico, *software* que actualmente ya está comercializado.

Estudios de estrés farmacológico

El estudio de las alteraciones de la contractilidad global y segmentaria por RM bajo estimulación farmacológica ha demostrado ser una técnica útil y reproducible para la detección de isquemia miocárdica⁷. La reducción o ausencia de engrosamiento

sistólico miocárdico es el primer marcador funcional de isquemia, manifestándose incluso antes que las alteraciones electrocardiográficas⁸. Los estudios publicados utilizan como fármacos el dipiridamol⁹ o la dobutamina¹⁰, con un protocolo de administración similar al utilizado habitualmente en ecocardiografía, siendo el único requisito técnico el que la frecuencia cardíaca sea estable durante la adquisición de las imágenes. Asimismo es aconsejable que exista una comunicación continuada con el paciente durante la exploración, a fin de valorar su sintomatología a lo largo del estudio.

Aunque las imágenes obtenidas por cardio-RM son de elevada resolución, el inconveniente respecto a la ecocardiografía es, al menos hasta el momento actual, que no es una exploración ágil para el estudio completo de la contractilidad segmentaria. El hecho de que las secuencias disponibles comercialmente aún no permitan estudiar la contractilidad en tiempo real (secuencias actualmente en fase de desarrollo) es un inconveniente, así como la limitada accesibilidad al paciente en caso de surgir complicaciones.

No obstante, las ventajas que nos ofrece la cardio-RM, en cuanto a calidad de imagen y reproducibilidad de los estudios, pueden aprovecharse en el caso de los estudios de viabilidad miocárdica en pacientes afectados de cardiopatía isquémica avanzada con mala función contráctil. En estos casos no es preciso alcanzar las dosis máximas de infusión de dobutamina, mientras que los segmentos miocárdicos a valorar son conocidos previamente, en función de

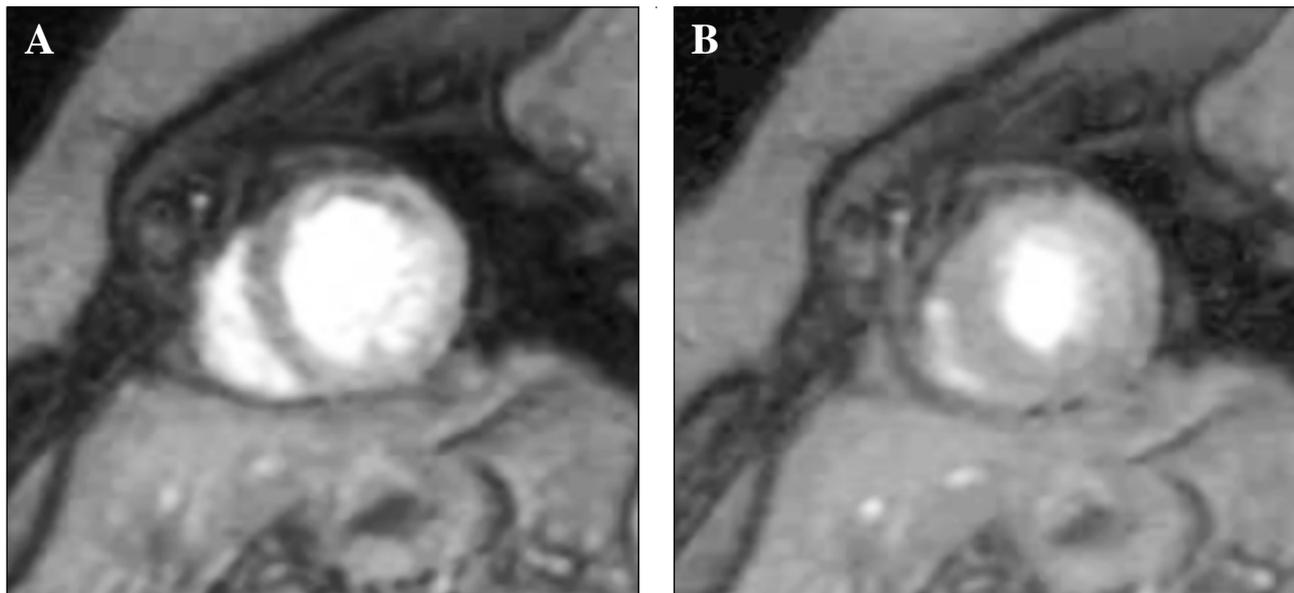


Figura 7.—Imágenes diastólica (a) y sistólica (b) de un plano transversal del ventrículo izquierdo correspondientes a una secuencia gradiente eco.

las alteraciones anatómicas coronarias existentes y las posibilidades técnicas de revascularización, lo que permite planificar adecuadamente los cortes anatómicos de estudio.

ESTUDIO DE LA ANATOMÍA CORONARIA

Después de la ya no tan reciente publicación de varios estudios^{11,12} con resultados preliminares en los que se auguraba un prometedor futuro a la cardio-RM como primera técnica incruenta que permita la visualización de la anatomía y las lesiones coronarias, es un hecho aceptado que, hasta la actualidad, persisten los problemas técnicos que impiden su utilización rutinaria en la clínica diaria, por lo que dichas publicaciones no han tenido una continuidad que confirme su utilidad en la práctica. Reflejo de este hecho son los datos dispares, según los autores, en cuanto a la sensibilidad de la técnica en la detección de lesiones, aunque ninguno tan satisfactorio como el que comunica una sensibilidad del 90%, del grupo de Manning¹³.

En las imágenes obtenidas con la técnica convencional *espín eco* T₁ se pueden identificar ocasionalmente los troncos principales de las arterias coronarias. No obstante, no es el método adecuado para su estudio, ya que el prolongado tiempo de adquisición de señal facilita que los movimientos respiratorios interfieran con la imagen de los vasos. Un factor crucial para la visualización de las arterias co-

ronarias ha sido el desarrollo de secuencias rápidas, la supresión de la señal de la grasa periarterial y la precisa sincronización del movimiento respiratorio, minimizando al máximo los artefactos derivados del movimiento del diafragma. Los programas de adquisición con técnica de apnea respiratoria (*breath-hold*) permiten obtener una imagen en 8-16 segundos, lapso de tiempo durante el cual una persona puede contener la respiración. A pesar de estas mejoras técnicas, las imágenes obtenidas en la práctica se limitan a los primeros dos tercios del recorrido de los vasos coronarios (fig. 8), siendo el segmento epicárdico de la coronaria derecha el más fácil de visualizar. En la actualidad puede llegarse a obtener un máximo de resolución espacial de 1 mm, mientras que en la angiografía coronaria es tres veces superior, por lo que aún no es posible visualizar las estenosis con una definición adecuada¹⁴. Mientras se está desarrollando la tecnología apropiada para obtener imágenes de calidad, se ha utilizado el potencial de la técnica actual para aplicaciones alternativas a la visualización directa de las estenosis, como puede ser valorar la permeabilidad de la arteria coronaria responsable de un infarto agudo de miocardio¹⁵, o bien valorar la permeabilidad de los injertos aortocoronarios¹⁶ (fig. 9). Debe tenerse presente que la identificación de un vaso coronario o injerto siempre es posible si existe flujo en su interior, ya que es esta característica el hecho que motiva la ausencia de señal en la imagen de resonancia en *espín eco* o bien la característica señal blanca de flujo en las se-

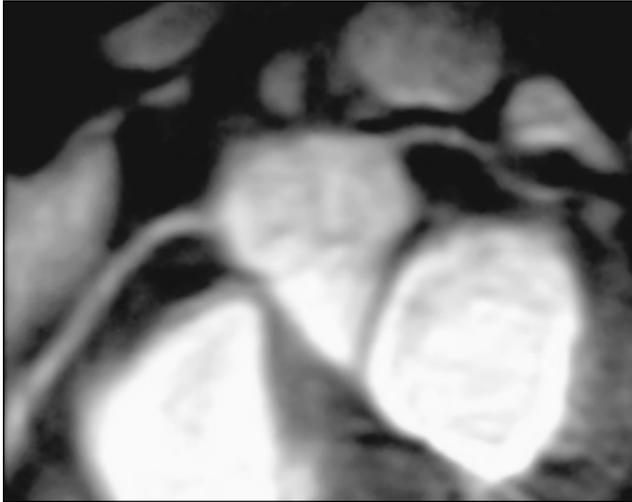


Figura 8.—Imagen reconstruida en la que se observan el origen y los primeros centímetros de las arterias coronarias derecha (CD) e izquierda (CI).

cuencias rápidas tipo *breath-hold*. Cuando un vaso no es permeable no se puede visualizar mediante la técnica actualmente disponible, ya que se confunde con las estructuras adyacentes. Ante una imagen de buena calidad, la falta de visualización de un injerto es sinónima de oclusión del mismo.

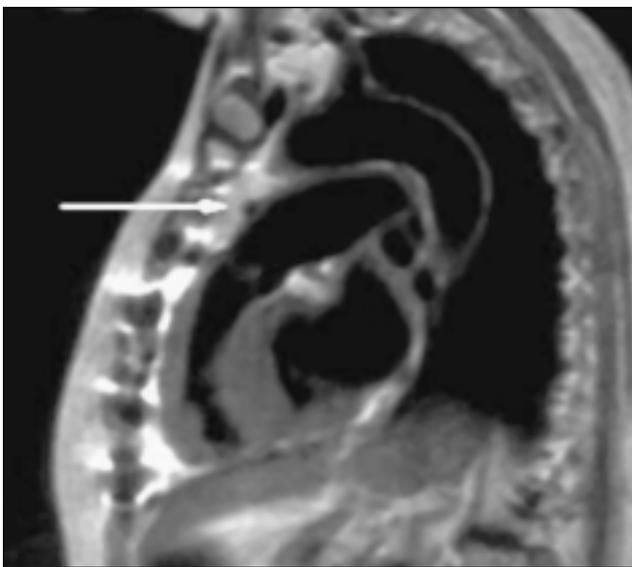


Figura 9.—Plano sagital a nivel del tronco arterial pulmonar. Se observa la sección transversal de un vaso apoyado sobre la cara anterior de la arteria pulmonar, correspondiente a un injerto venoso (flecha).

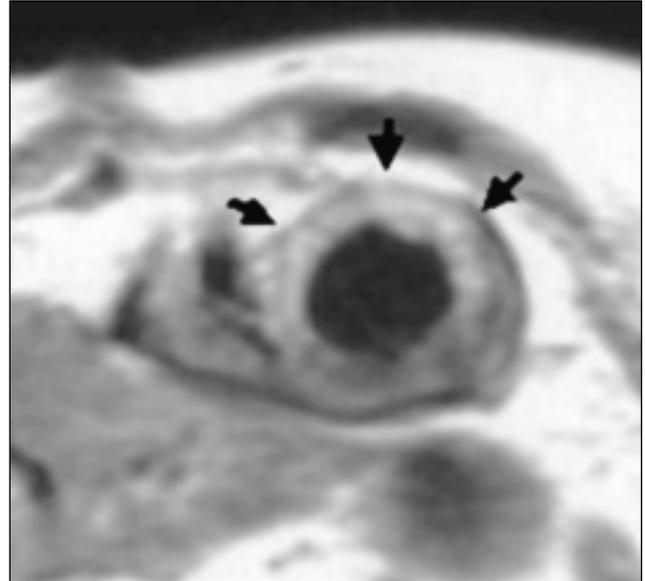


Figura 10.—Plano transversal de ventrículo izquierdo (espín eco T_1) realizado en paciente durante la fase subaguda de un infarto antero-septal. La imagen se ha obtenido a los quince minutos de haber inyectado gadolinio-DTPA, contraste de distribución extravascular que ha quedado retenido en el área de necrosis (flechas).

ESTUDIO DE LA PERFUSION MIOCÁRDICA MEDIANTE CONTRASTE PARAMAGNÉTICO

Necrosis miocárdica aguda

Las modificaciones que el edema miocárdico peri-infarto produce en los tiempos de relajación del miocardio permite identificar directamente en la imagen *espín eco*, en especial si está potenciada en T_2 , la presencia de un infarto agudo de miocardio¹⁷, aunque por regla general la deficiente calidad de la imagen obtenida, degradada por la mala relación señal/ruido existente en la técnica T_2 , no permite una buena sensibilidad diagnóstica. La utilización de medios de contraste extracelular paramagnético¹⁸, como el gadolinio quelado al ácido dietilene-triamino pentacético (Gd-DTPA) permite detectar con mayor resolución la heterogeneidad en la perfusión miocárdica regional e identificar y cuantificar áreas de necrosis miocárdica en técnica *espín eco* potenciada en T_1 (fig. 10), con el inconveniente de que dicho fenómeno únicamente se observa durante una primera fase después del infarto agudo, de entre 7-10 días, momento a partir del cual se pierde sensibilidad diagnóstica, debido precisamente a la resolución del fenómeno de edema miocárdico y a su sustitución por tejido cicatricial. Estudios experimentales y clínicos¹⁹ han demostrado que el área de necrosis miocárdica delimitada por el Gd-DTPA se corresponde con las mismas zonas delimitadas por estudio escintigráfico con

anticuerpos monoclonales antimiosina o con los métodos de cuantificación de necrosis²⁰, identificando a la zona de necrosis irreversible. Esta característica diagnóstica se ha utilizado para diferenciar el miocardio viable de los segmentos con necrosis irreversible, relacionando la presencia o no de engrosamiento sistólico miocárdico, sea por cardio-RM o ecocardiografía²¹, con la captación de Gd-DTPA.

Estudio de la viabilidad miocárdica post-IAM

Recientemente Kim y cols.²²⁻²⁴ han publicado varios estudios diseñados para demostrar que la realización de RM de contraste permite identificar las zonas reversibles de disfunción miocárdica. Efectivamente, en los pacientes con lesiones coronarias y disfunción ventricular izquierda la distinción entre daño miocárdico permanente (necrosis) o reversible (miocardio viable) es importante. A los métodos diagnósticos utilizados en la actualidad: tomografía por emisión de positrones (PET), estudios isotópicos tomográficos por emisión de fotón único (SPECT) y ecocardiografía de estrés farmacológico, se añade la cardio-RM de contraste. Tras experiencias previas en perros en los que se confirman las hipótesis previas^{22,23} el grupo de Kim estudia un grupo de 50 pacientes con antecedentes de infarto de miocardio, previamente a ser sometidos a cirugía de revascularización o angioplastia coronaria²⁴. El estudio de la contractilidad segmentaria mediante secuencias de cine permite identificar las zonas de aquinesia. Tras la administración de Gd-DTPA, por otra parte, la cardio-RM permite identificar, gracias a su elevada resolución anatómica, la extensión de la necrosis transmural existente a cada nivel segmentario. La observación de que la mayoría (un 78%) de segmentos aquinéticos que no captan Gd-DTPA, recuperan total o parcialmente su contractilidad tras la revascularización, demuestra claramente el poder predictivo del método. El hecho de que tan solo 1 de los 58 segmentos disfuncionantes que captan Gd-DTPA en más del 75% del grosor de la pared miocárdica recupere la contractilidad, indica la elevadísima especificidad del método. Además, tal como comentan los autores, conocer la extensión transmural de la necrosis miocárdica tiene importancia diagnóstica, ya que según sus observaciones un elevado porcentaje, el 90%, de los segmentos con extensión de necrosis entre el 50% y el 75% no son viables, o sea, no mejoran la contractilidad tras la revascularización.

Estudios de primer paso para la detección de isquemia miocárdica

La posibilidad de obtener inmediatamente tras la administración de Gd-DTPA cortes muy rápidos a

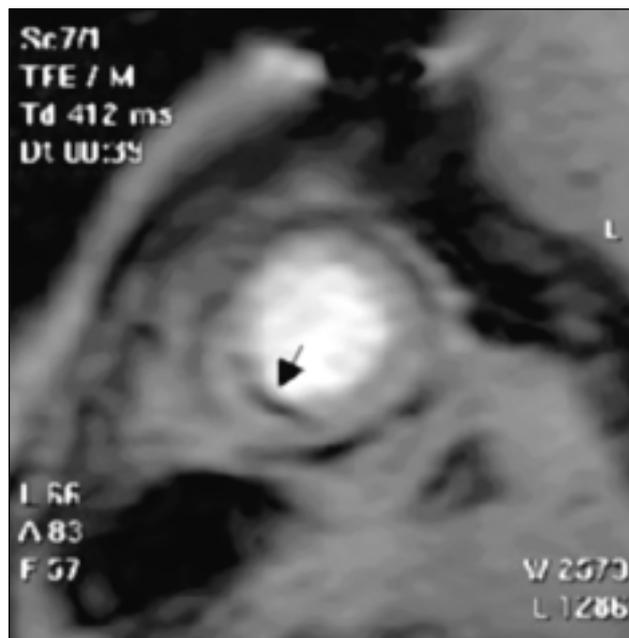


Figura 11.—Plano transversal del ventrículo izquierdo correspondiente a una secuencia rápida de primer paso, obtenido a los pocos segundos de la inyección de gadolinio-DTPA. Se observa un defecto de perfusión subendocárdico en la cara inferoseptal (flecha). (Cortesía del Dr. J. Jiménez Borreguero.)

distintos niveles del eje corto ventricular permite visualizar el paso del contraste por las cavidades cardíacas y su llegada al miocardio del ventrículo izquierdo. La detección de defectos de perfusión permitirá identificar las zonas isquémicas (fig. 11). La combinación de la información obtenida con esta secuencia y con el estudio de la contractilidad tras administración de dobutamina permite identificar las zonas del miocardio con reserva contráctil²⁵. No obstante, así como las imágenes tardías de contraste son de elevada resolución anatómica, existen aún ciertas dificultades técnicas, en algunos equipos, para obtener en todos los casos imágenes resolutivas mediante secuencias de primer paso.

CONCLUSIÓN

La cardio-RM es una técnica que está revolucionando el diagnóstico de la cardiopatía isquémica, dada la calidad de su información y su carácter incruento. En el momento actual la cardio-RM está en una fase de rápida evolución tecnológica, proceso que se potencia con la cada vez mayor incorporación de grupos cardiológicos interesados en su aplicación. Un valor añadido de la técnica es el concepto «one-stop shop», establecido por Blackwell y

Pohost, ya citado en la introducción. La cardio-RM permite valorar en una sola sesión aspectos de la cardiopatía isquémica para los que, de otra forma, son precisos varios estudios, incluyendo, además de los métodos aquí discutidos, la valoración *in vivo* del metabolismo miocárdico mediante espectroscopia por RM, técnica aún en fase de investigación²⁶. Las expectativas creadas con la visualización de las arterias coronarias mediante cardio-RM se han visto sustituidas por los excelentes resultados descritos en el estudio de la viabilidad miocárdica post-IAM mediante la utilización de contraste paramagnético, gracias a la especificidad de la técnica y a la elevada resolución anatómica de las imágenes obtenidas. Estos últimos resultados probablemente contribuirán decisivamente a impulsar a la cardio-RM como una técnica diagnóstica de primera elección en el estudio de la cardiopatía isquémica.

BIBLIOGRAFÍA

- Blackwell GG, Pohost GM: The evolving role of MRI in the assessment of coronary artery disease. *Am J Cardiol* 1995; 75: 74D-8D.
- Baer FM, Theissen P, Voth E, Schneider CA, Schicha H, Sechtem U: Morphologic correlate of pathologic Q waves as assessed by gradient-echo magnetic resonance imaging. *Am J Cardiol* 1994; 74: 430-4.
- Matheijssen NAA, Baur LHB, Reiber JHC, van der Velde EA, van Dijkman PRM, van der Geest RJ y cols.: Assessment of left ventricular volume and mass by cine magnetic resonance imaging in patients with anterior myocardial infarction intra-observer and inter-observer variability on contour detection. *International Journal of Cardiac Imaging* 1996; 12: 11-9.
- Jungehhsing M, Sechtem U, Theissen P, Hilger HH, Schicha H: Left ventricular thrombi: evaluation with spin-echo and gradient-echo MR imaging. *Radiology* 1992; 182: 225-9.
- Pattynama PMT, Lamb HJ, van der Velde EA, van der Wall EE, de Roos A: Left ventricular measurements with cine and spin-echo MR imaging: a study of reproducibility with variance component analysis. *Radiology* 1993; 187: 261-8.
- Pattynama PMT, Lamb HJ, van der Velde EA, van der Geest R, van der Wall EE, de Roos A: Reproducibility of MRI-derived measurements of right ventricular volumes and myocardial mass. *Magn Reson Imaging* 1995; 13: 77-89.
- Van Ruyge FP, Van der Wall EE, Spanjersberg SJ y cols.: Magnetic resonance imaging during dobutamine stress for detection and localization of coronary artery disease. *Circulation* 1994; 90: 127-38.
- Upton MT, Rerych SK, Newman GE, Port S, Cobb FR, Jones RH: Detecting abnormalities in left ventricular function during exercise before angina and ST-segment depression. *Circulation* 1980; 62: 341-9.
- Baer FM, Smolarz K, Jungehhsing M y cols.: Feasibility of high-dose dipyridamole-magnetic resonance imaging for the detection of coronary artery disease and comparison with coronary angiography. *Am J Cardiol* 1992; 70: 34-40.
- Baer FM, Voth E, Theissen P, Schicha H, Sechtem U: Gradient-echo magnetic resonance imaging during incremental dobutamine infusion for the localization of coronary artery stenoses. *Eur Heart J* 1994; 15: 218-25.
- Manning WJ, Li W, Edelman RR: A preliminary report comparing magnetic resonance coronary angiography with conventional angiography. *N Eng J Med* 1993; 328: 828-32.
- Pennell DJ, Keegan J, Firmin DN, Gatehouse PD, Underwood SR, Longmore DB: Magnetic resonance imaging of coronary arteries: technique and preliminary results. *Br Heart J* 1993; 70: 315-26.
- Manning WJ, Li W, Wielopolski P, Gaa J, Kannam JP, Edelman RR: Magnetic resonance coronary angiography: comparison with contrast angiography (abstr.). In: Proceedings of the Society of Magnetic Resonance. Calif.: Berkeley. *Society of Magnetic Resonance* 1994; p. 508.
- Dinsmore RE: Noninvasive coronary angiography. Here at last? *Circulation* 1995; 91: 1607-8.
- Hundley WG, Clarke GD, Landau Ch y cols.: Noninvasive determination of infarct artery patency by cine magnetic resonance angiography. *Circulation* 1995; 91: 1347-53.
- Di Renzi P, Fedele F, Di Cesare E, Pavone P, Fabietti F, Sciomer S y cols.: Identification of coronary artery by-pass grafts: reliability of MRI in clinical practice. *Int J Card Imaging* 1992; 8: 85-94.
- García-Dorado D, Oliveras J, Gili J y cols.: Analysis of myocardial oedema by magnetic resonance imaging early after coronary artery occlusion with or without reperfusion. *Cardiovasc Res* 1993; 27: 1462-9.
- Vliegen HW, de Roos A, Brushke AVG, van del Wall EE: Magnetic resonance techniques for the assessment of myocardial viability: clinical experience. *Am Heart J* 1995; 129: 809-18.
- Van der Wall EE, Vliegen HW, de Roos A, Brushke AVG: Magnetic resonance imaging in coronary artery disease. *Circulation* 1995; 92: 2723-39.
- Holman ER, van Jonbergen HPW, van Dijkman PRM, van der Larse A, de Roos A, van der Wall EE: Comparison of magnetic resonance imaging studies with enzymatic indexes of myocardial necrosis for quantification of myocardial infarct size. *Am J Cardiol* 1993; 71: 1036-40.
- Carreras F, Borrás X, Pons-Lladó G, Llauger J, Palmer J: Estudio del infarto agudo de miocardio mediante resonancia magnética de contraste con gadolínio-DTPA en comparación con la ecocardiografía. *Rev Esp Cardiol* 1999; 52: 885-91.
- Kim RJ, Fieno DS, Parrish TB y cols.: Relationship of MRI delayed contrast enhancement to irreversible injury, infarct age, and contractile function. *Circulation* 1999; 100: 1992-2002.
- Fieno DS, Kim RA, Chen EL, Lomasney JW, Klocke FJ, Judd RM: Contrast-enhanced magnetic resonance of myocardium at risk. *J Am Coll Cardiol* 2000; 36: 1985-91.
- Kim RJ, Wu E, Rafael A, Chen EL, Parker MA, Simonetti O y cols.: The use of contrast-enhanced magnetic resonance imaging to identify reversible myocardial dysfunction. *N Eng J Med* 2000; 343: 1445-53.
- Kramer CM, Rogers Jr WJ, Mankad S, Theobald TM, Pakstis DL, Hu YL: Contractile reserve and contrast uptake pattern by magnetic resonance imaging and functional recovery after reperfused myocardial infarction. *J Am Coll Cardiol* 2000; 36: 1835-40.
- Yabe T, Mitsunami K, Inubushi T, Kinoshita M: Quantitative measurements of cardiac phosphorus metabolites in coronary artery disease by ³¹P magnetic resonance spectroscopy. *Circulation* 1995; 92: 15-23.

Cardio-RM en las enfermedades del pericardio, miocardiopatías y masas

J. L. Moya, P. Catalán, M. Muñoz*, C. Harriague, G. Guzmán y R. Campuzano

Unidad de Diagnóstico por la Imagen, Instituto de Cardiología.

*Servicio de Radiodiagnóstico. Hospital Ramón y Cajal. Madrid.

PERICARDIO

El pericardio constituye un doble saco que forma una cavidad resistente con firmes adherencias ligamentosas unidas por delante con el esternón y el apéndice xifoides, por atrás con la columna vertebral y por abajo con el diafragma, lo que le permite una posición fija en el interior del mediastino¹.

La evaluación del pericardio y del espacio pericárdico mediante las técnicas por imagen ha sido siempre un problema y un reto.

La radiografía simple de tórax es de escaso valor en el estudio de la patología pericárdica ya que no distingue el pericardio del resto de las estructuras mediastínicas. Los hallazgos son indirectos y consisten en ensanchamiento mediastínico en los derrames moderados-severos, calcificación cuando es significativa en algunos casos de pericarditis constrictiva, y alteraciones de la silueta cardíaca y mediastínica en las masas que comprometen el pericardio. Las técnicas tomográficas lineales aportan escasamente algo más de información cuando en el espacio pericárdico se coleccionan sustancias de distinta densidad radiológica a la de las estructuras adyacentes, si bien la definición de estas imágenes es pobre, y las áreas de estudio limitadas.

El ecocardiograma es el método más sensible para la detección, cuantificación aproximada y seguimiento de líquido pericárdico, además permite tener una alta sospecha de hemopericardio por su densidad acústica mayor, pero tiene ciertas limitaciones. En muchos pacientes aparecen dificultadas técnicas como una mala ventana acústica y un campo visual restringido. Por otro lado tiene el inconveniente de no poder visualizar engrosamientos, evaluar adecuadamente masas paracardíacas y cómo éstas se relacionan con el pericardio².

La gammagrafía con ⁹⁹Tc y con galio es útil para la detección de pericarditis aguda.

La cardio-RM es hoy la técnica más precisa en el estudio del pericardio, brindando información donde otras técnicas por imagen fallan².

Dentro de la patología pericárdica y a efectos de una adecuada comprensión de este apartado dividiremos las alteraciones que asientan sobre él en: derrames, engrosamientos y masas pericárdicas

Derrames pericárdicos

La cardio-RM nos permite visualizar derrames de pequeño volumen u organizados que no son detectados por ecocardiografía y, por otro lado, al tener un campo visual más amplio muestra lugares inaccesibles a ella. Estas ventajas junto con su alto contraste tisular y la oferta de imágenes en cualquier plano espacial, hacen de la cardio-RM una técnica cada día más valorada en el estudio de la patología pericárdica. Por otro lado la cardio-RM no necesita de la administración de ningún tipo de contraste y no somete a los pacientes a la exposición de radiaciones ionizantes, como sucede con la tomografía computarizada (TC)³.

Los derrames pericárdicos por cardio-RM se pueden presentar como:

Exudados: Señal de baja intensidad en imagen ponderada en T₁ y alta intensidad en secuencias T₂.

Trasudados: Señal de media-alta intensidad en imagen ponderada en T₁ (fig. 1) y señal aumentada en imagen ponderada en T₂ (fig. 2).

Esta técnica también nos permite visualizar las adherencias o bridas entre las hojas parietal y visceral. Por otro lado cuando el pericardio se halla engrosado se distingue del derrame circundante gracias a la distinta intensidad en la señal que generan.

La efusión pericárdica no se distribuye homogéneamente en el interior del saco pericárdico, siendo más frecuente su hallazgo en las caras posterolateral del ventrículo izquierdo y de la aurícula derecha. El seno transversal de Theile es otra localización frecuente en los derrames pericárdicos.

La cuantificación de los derrames se correlaciona estrechamente con los hallazgos ecocardiográficos y quirúrgicos, añadiendo la ventaja de que es ca-

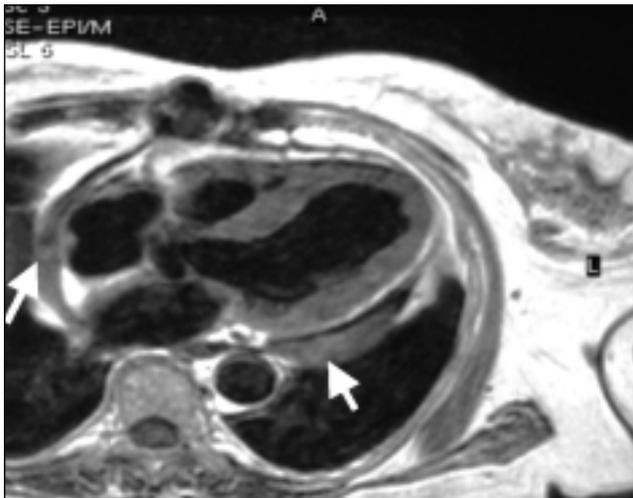


Figura 1.—Plano axial que muestra con espín eco ponderada en T_1 señal de media-alta intensidad (flechas) en espacio pericárdico, de localización retroauricular derecha y posterior a VI.

paz de registrar volúmenes inferiores a 30-35 ml algo que está fuera del alcance de cualquier otro método⁴.

Engrosamientos pericárdicos

El pericardio aparece en la cardio-RM ponderada en T_1 como una delgada capa hipointensa de grosor infe-

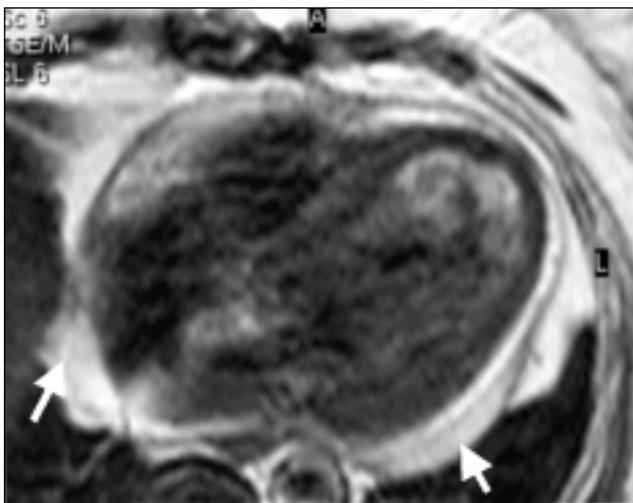


Figura 2.—Imagen de la figura 1 con espín eco ponderada en T_2 que presenta intensificación de la señal (fechas), sugestiva de derrame pericárdico.

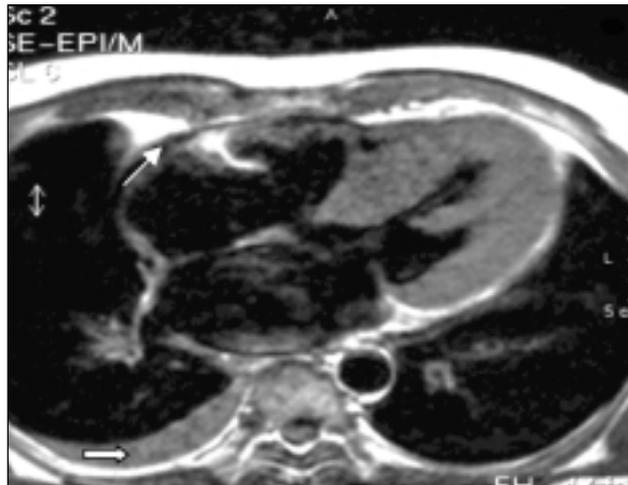


Figura 3.—Plano axial en técnica espín eco de un caso con miocardiopatía hipertrófica, señalando la flecha más fina la capa hipointensa de grosor menor de 4 mm correspondiente al pericardio normal. La flecha más gruesa marca un derrame pleural.

rior a 4 mm. Para evaluar el grosor, debe visualizarse en el plano transversal del ventrículo derecho (fig. 3).

La cardio-RM es la técnica de elección en el estudio del engrosamiento pericárdico, y se diferencia sin dificultad del derrame cuando éste también está presente, condición habitual⁵. Es frecuente hallar engrosamiento pericárdico en los pacientes que han sido operados de corazón mediante esternotomía media, en los que no hay signos clínicos de constricción ni repercusión hemodinámica. En ellos el pericardio da una señal de intensidad media-baja, que se supone es debida a una reacción inflamatoria que se distingue del miocardio por la interposición de una línea blanca de grasa epicárdica, mientras que en los pacientes con pericarditis se da una señal de intensidad baja, que no es capaz de distinguir entre fibrosis y calcificación para lo que tendríamos que recurrir a la TC₄.

La constricción pericárdica se caracteriza por un engrosamiento pericárdico de intensidad baja, mas la presencia de un ventrículo derecho característicamente estrecho con morfología tubular, presencia de una aurícula derecha y vena cava inferior dilatadas, e impedimento del llenado diastólico, si bien estos últimos hallazgos son frecuentes pero no característicos.

Una de las principales utilidades de la cardio-RM en este campo es la diferenciación entre pericarditis constrictiva y miocardiopatía restrictiva, entidad esta última en la que no aparece engrosamiento pericárdico⁶.

MIOCARDIOPATÍAS

Pese a la incuestionable capacidad diagnóstica de la ecocardiografía como técnica de primera elec-

ción en las miocardiopatías, la cardio-RM oferta para el estudio estructural y funcional del corazón, la posibilidad de múltiples planos de observación y mayor campo de visión considerando las relaciones anatómicas, contraste espontáneo entre miocardio y los flujos intracavitarios, cierta «caracterización» tisular tan interesante en la miocardiopatías infiltrativas e independencia de las características físicas del paciente, tan limitantes en algunas ocasiones. Estas nuevas aportaciones de la cardio-RM van potenciando cada vez más su indicación como estudio no invasivo complementario, y en ocasiones, ineludible como ante la sospecha de una miocardiopatía infiltrativa, por ejemplo en la displasia arritmogénica de ventrículo derecho.

Miocardiopatía dilatada

La RM permite el estudio morfológico⁷ (secuencias spin eco) y funcional (secuencias gradiente eco) de las alteraciones que caracterizan a la miocardiopatía dilatada (aumento del tamaño de las cavidades y depresión de la contractilidad ventricular), con mayor definición y consideración del contexto relacional anatómico que la ecocardiografía, tan acotada a veces por la ventana acústica. Las secuencias en cardio-RM de gradiente eco, proporcionan un excelente contraste espontáneo entre los flujos intracavitarios y los bordes miocárdicos, que permite cuantificar de forma precisa el grosor parietal y la masa miocárdica, la determinación de las dimensiones y volúmenes cardíacos en las distintas fases de su ciclo (equiparable a la ecocardiografía), el volumen de eyección, la fracción de eyección⁸, la tensión parietal, la presencia de trombos y/o disfunciones valvulares asociadas.

La presencia en la pared miocárdica de anomalías segmentarias en su grosor y movilidad puede orientarnos hacia la existencia de cardiopatía isquémica subyacente, si bien debemos considerar la frecuente aparición de acinesia apical en la miocardiopatía dilatada idiopática. Es más, algunos trabajos⁹ señalan el grado de adelgazamiento parietal diastólico, el grado de engrosamiento parietal sistólico y la intensidad de señal sin contraste como potenciales marcadores de viabilidad miocárdica.

La miocarditis en su fase aguda, como causa de miocardiopatía dilatada, es subsidiaria (sobre todo ahora que han desaparecido del mercado los anticuerpos monoclonales antimiosina) de estudio con gadolinio intravenoso^{10,11}, para visualizar la localización, actividad, extensión y evolución del miocardio inflamatorio, que muestra cambios en la intensidad de señal mediados por este contraste paramagnético.

Miocardiopatía hipertrófica

La cardio-RM permite visualizar todo el miocardio ventricular, pudiéndose detectar así formas asimétricas y particularmente heterogéneas de hipertrofia parietal, características de la amplia variabilidad fenotípica de esta cardiopatía, y que no pueden ser estudiados de forma tan exhaustiva por la ecocardiografía^{12,13}. Característica entre las formas inusuales es la limitada al ápex¹⁴.

Por tanto esta técnica permite objetivar la presencia de marcada hipertrofia ventricular (fig. 3), la distribución y gravedad de la misma, los pequeños volúmenes cavitarios con obliteración de la cavidad sistólica y disfunción diastólica por rigidez miocárdica. La determinación de las medidas puede realizarse sobre planos axiales de cuatro cavidades o planos transversales sobre el eje corto del ventrículo en la telediástole, donde pueden obtenerse de forma precisa, diagnóstica y reproducible valores del grosor parietal¹⁵, que nos permitan estimar el grado y extensión del proceso hipertrófico, así como el cálculo de la masa de ambos ventrículos. Para hacer el diagnóstico de cardiopatía hipertrófica, el septo debe tener un espesor igual o superior a 15 mm, y al menos 1,3 a 1,5 veces más grueso que la pared posterior en la telediástole¹⁶.

Otro hallazgo que podemos encontrar en el estudio de la miocardiopatía hipertrófica es la existencia de movimiento anterior del velo septal mitral, que no siempre llega a ser visualizado por cardio-RM. Para ello deben realizarse secuencias gradiente eco sobre una proyección axial de cortes múltiples buscando el plano de cuatro cavidades. Asimismo, a través de la extensión de la turbulencia del flujo (pérdida de señal) originada por la incursión del velo anterior mitral en el tracto de salida durante la sístole, se puede hacer una valoración semicuantitativa del grado de obstrucción dinámica originada al flujo en el tracto de salida ventricular.

Miocardiopatía restrictiva

Si bien la cardio-RM no aporta hallazgos morfológicos diferenciales respecto a otros métodos diagnósticos, salvo la posibilidad quizá de considerar diferentes intensidades de señal en procesos infiltrativos respecto a aquellos con hipertrofia aislada, existen una serie de características¹⁷ que cuanto menos, hacen muy sugestiva la presencia de esta afectación.

Suele existir aumento del tamaño de ambas aurículas y dilatación de las venas cavas por la restricción al llenado diastólico ventricular, cavidades ventriculares de tamaños normal a reducido, contractilidad ventricular normal o reducida, frecuentemente miocardio engrosado y con posibilidad de presentar di-



Figura 4.—Plano axial obtenido en un paciente con diagnóstico clínico de displasia arritmogénica de VD en el que con técnica spin echo se objetivó adelgazamiento de la pared libre de VD (flecha) y alteración de la contractilidad segmentaria a dicho nivel en gradiente eco.

ferencias en la intensidad de señal por infiltración, y dato éste muy importante, grosor pericárdico normal, permitiendo así el diagnóstico diferencial con la pericarditis constrictiva¹⁸ en el que la ecocardiografía encuentra tantas limitaciones y donde los tratamientos son tan distintos, médico en el primer caso y quirúrgico en el segundo.

En algunos procesos infiltrativos que se asocian con cardiomiopatía restrictiva la cardio-RM ha resultado de gran utilidad, con imágenes muy características como en la hemocromatosis¹⁹, donde con secuencias T₁ y T₂ se objetiva una disminución de señal en los tejidos con depósito de hierro como el miocardio y el hígado. También resulta interesante su utilización en otras entidades como la amiloidosis²⁰, sarcoidosis²¹ y fibrosis endomiocárdica²², incluso aunque el proceso infiltrativo tenga un carácter parcheado inespecífico, ya que algunos autores²¹ consideran que esta información puede servir para localizar anatómicamente el proceso y guiar así la biopsia miocárdica sobre tejido afectado, en busca del diagnóstico anatomopatológico definitivo.

Displasia arritmogénica de ventrículo derecho

Desde el punto de vista anatomopatológico, la displasia arritmogénica de ventrículo derecho (VD) se caracteriza por una marcada sustitución o infiltración parcial o total, del tejido muscular miocárdico por tejido graso o fibroso con el consiguiente adelgaza-

miento de la pared libre del VD (fig. 4) y posible formación de aneurismas a dicho nivel. Esta afectación de la estructura parietal, da lugar a alteración de la contractilidad en el segmento afecto, pudiendo incluso llegar a afectar la contractilidad global ventricular²³.

El estudio de esta entidad puede resultar complejo para otras técnicas de imagen, dada la forma geométrica del VD que dificulta el análisis de su contractilidad segmentaria y la a veces inespecífica caracterización de la grasa intramural. La RM soslaya estas dificultades con secuencia gradiente eco y espín eco T₁ con supresión grasa respectivamente. No obstante el fino espesor de apenas 3 mm de la pared libre de VD, coarta la capacidad de resolución espacial de esta técnica. Según algunos trabajos con cardio-RM²⁴, se objetiva presencia de grasa en la pared libre del VD en menos del 50% de los pacientes con displasia de esta localización, si bien en la mayoría de ellos se objetiva alteración de la contractilidad segmentaria del VD.

MASAS CARDÍACAS Y PARACARDÍACAS

La técnica de preferencia para la detección de masas cardíacas es la ecocardiografía transtorácica. Sin embargo, esta técnica tiene un campo de visión limitado y, en ocasiones, se ve restringida por ventanas acústicas de poca calidad. Además, suele ser difícil una evaluación completa del corazón para detectar masas paracardíacas. La ecocardiografía transesofágica con frecuencia se utiliza como técnica diagnóstica complementaria de la ecocardiografía transtorácica. Facilita la detección de masas paracardíacas y en la orejuela izquierda. Pese a estas ventajas, la ecocardiografía transesofágica también tiene un campo visual limitado y es invasiva. La resonancia magnética no es una técnica invasiva y puede proporcionar una evaluación tridimensional completa de todas las cavidades cardíacas y de estructuras extracardíacas. Sin embargo, la resonancia también tiene limitaciones como son los artefactos de flujo y de movimiento, que limitan su capacidad para detectar pequeñas lesiones, o la dificultad de estudio de pacientes con arritmias. Es de gran utilidad como complemento de la ecocardiografía transtorácica para la evaluación de estas lesiones^{25, 26}.

La cardio-RM ha demostrado su efectividad para valorar la presencia, localización, extensión y en algunas situaciones la naturaleza de las masas intracardíacas. Contribuye de forma muy importante para dar información anatómica adicional respecto a la relación del tumor con las estructuras intracardíacas normales, y su posible extensión a las estructuras mediastínicas y vasculares adyacentes. Al igual que la ecocardiografía, las secuencias cine

gradiente eco permiten evaluar aspectos funcionales de las masas cardíacas, tales como la obstrucción valvular parcial.

Las masas cardíacas y paracardíacas no pueden ser diagnosticadas, por lo general, sobre la única base de las características tisulares en resonancia magnética. La distinción entre tumor intramural y miocardio normal puede ser difícil debido a la similar intensidad de señal entre el tumor y el miocardio normales si utilizamos secuencias de espín eco. Sin embargo, puede haber indicios que sugieran un diagnóstico mejor que otro. Con técnicas de espín eco, el tiempo de relajación T_1 de la masa puede ayudar a identificar la lesión. En general, los hematomas subagudos y los lipomas tienen una intensidad de señal alta, los quistes son muy hipointensos, mientras que los mixomas y los linfomas son de señal intermedia. La ponderación en T_2 también puede ser utilizada como ayuda en el diagnóstico. Un hematoma agudo o subagudo es heterogéneo e hipointenso en secuencia ponderada en T_2 , mientras que la mayoría de las masas presentan una señal hiperintensa en esta secuencia, lo que permite delimitarlas con mayor precisión. Otra referencia es la utilización de contrastes para delimitar el tumor. Se ha visto como tras la inyección de gadolinio se produce un aumento significativo de la intensidad de señal en tumores metastásicos así como en tumores primarios. Este sistema permite diferenciar tumores de trombos, ya sean agudos o subagudos, dado que estos últimos no se potencian con la utilización de contraste.

Nuestro protocolo de resonancia magnética en estos casos consiste típicamente en una secuencia localizadora sagital rápida gradiente eco, seguida de secuencias rápidas gradiente eco en plano de 4 cámaras y en eje corto. Dependiendo de los hallazgos se seleccionan los planos para espín eco, gradiente eco y secuencias potenciadas con contraste o secuencias con supresión grasa.

TROMBOS. La masa cardíaca más frecuente es el trombo, siendo habitual tener que hacer el diagnóstico diferencial entre neoplasia cardíaca y trombo. La característica que más ayuda al diagnóstico es su localización en zonas de motilidad parietal limitada; en la orejuela izquierda en aurículas dilatadas con fibrilación auricular o en el ventrículo izquierdo en zona de infarto previo. Para este fin se utilizan secuencias gradiente eco que permiten valorar la motilidad parietal. En estas secuencias gradiente eco tanto los trombos como los tumores aparecen como defectos de llenado (fig. 5).

Los trombos dentro de las cavidades cardíacas suelen tener una intensidad de señal muy variable según el tiempo de evolución del mismo. En general los trombos subagudos tienen una señal hiperintensa en secuencias T_1 e hipo/hiperintensa en secuen-

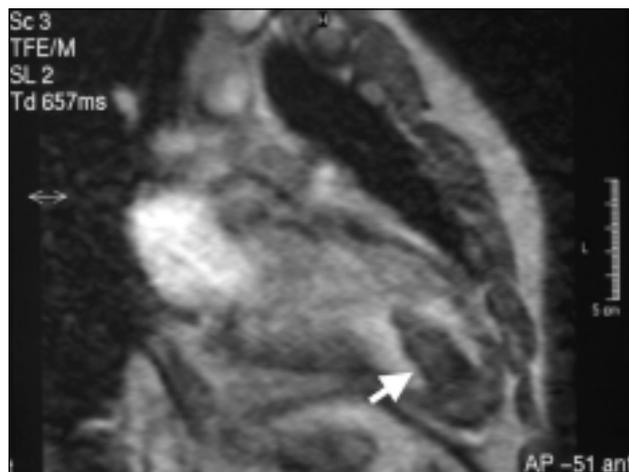


Figura 5.—Secuencia de cine-RM en gradiente eco en plano sagital, donde se aprecia gran trombo de localización apical (flecha) en un paciente con un infarto de miocardio antiguo en esta localización.

cias T_2 , según la fase subaguda sea temprana o tardía respectivamente. Cuando el trombo es crónico, la señal en ambas secuencias es hipointensa. Aunque a veces los mixomas pueden tener una intensidad de señal indistinguible de un trombo debido a la presencia de fibrosis, calcificación, o incluso de hierro en el tumor, los mixomas suelen ser de configuración más redondeada a diferencia de la forma irregular de los trombos. La inyección de gadolinio permitirá distinguir los casos dudosos dado que este contraste esencialmente potencia los tumores cardíacos, sin potenciar los trombos.

QUISTES. Los quistes pericárdicos son malformaciones congénitas. Generalmente aparecen como sacos uniloculares rellenos de líquido. El diagnóstico se sospecha cuando aparece una masa redondeada y homogénea situada a lo largo del ángulo cardiofrénico derecho extendiéndose hacia la pared anterior en la radiografía de tórax. Otros quistes que nos podemos encontrar en las estructuras cardíacas y paracardíacas son los quistes hidatídicos. Los quistes, como cualquier estructura rellena de líquido, tienen una baja intensidad de señal en las secuencias potenciadas en T_1 y una alta intensidad de señal en las secuencias potenciadas en T_2 . Los quistes hemorrágicos tienen una intensidad de señal intermedia a alta en las secuencias potenciadas en T_1 . Un contenido proteínico aumentado, puede producir una señal intermedia a alta en las secuencias potenciadas en T_1 . De esta manera el uso de secuencias T_1 y T_2 ayudan a caracterizar este tipo de lesiones²⁸.

Los tumores primarios del corazón son relativamente infrecuentes, y su incidencia es de 0,017-

0,28%. La mayoría de los tumores primarios habituales son benignos.

MIXOMAS. Constituyen del 30 al 50% de todos los tumores cardíacos primarios. Histológicamente, consisten en una combinación de mixoma, células de músculo liso y endoteliales en una sustancia mucopolisacárida. La mayoría de ellos se encuentran en la aurícula izquierda adheridos al septo, cerca de la fosa oval, por un pedículo. Pueden hacerse muy grandes produciendo obstrucción valvular mitral. Con menos frecuencia, con una relación de 4 a 1, los mixomas pueden aparecer en la aurícula derecha. En estos casos pueden producir obstrucciones tanto de la tricúspide como de la vena cava inferior. La mayoría de ellos ocurren esporádicamente.

La cardio-RM ha demostrado múltiples configuraciones de los mixomas. Estos se caracterizan por una intensidad de señal media en secuencias T_1 y alta señal en secuencias T_2 , aunque puede ser heterogénea debido a la existencia de hemosiderina y calcificación. Tienen una moderada-alta potenciación de la señal tras gadolinio, con un porcentaje de potenciación medio del 57%. Suelen presentar áreas de menor intensidad y menor potenciación que corresponden a zonas de necrosis o calcificación²⁹⁻³¹.

LIPOMAS. Los lipomas o la degeneración lipomatosa del septo son fácilmente reconocibles por su elevada señal en secuencias potenciadas en T_1 ³².

Los lipomas pueden ser sesiles, aunque suelen ser subendocárdicos o subepicárdicos, presentándose con mayor frecuencia en el ventrículo izquierdo o la aurícula derecha, a diferencia de los mixomas. Estas masas demuestran una intensidad de señal próxima a la de la grasa subcutánea, aunque se ha visto, que incluso cuando la masa no tiene una intensidad de señal similar a la grasa subcutánea un tumor lipomatoso no puede ser excluido. La utilización de secuencias con supresión grasa reducirá igualmente la intensidad de la grasa subcutánea y del tumor lipomatoso, ayudando a su diagnóstico³³.

La hipertrofia lipomatosa es una alteración de aspecto tumoral que infiltra el septo interauricular. Esta enfermedad se da por lo general en mujeres obesas y de edad avanzada. El diagnóstico con resonancia magnética puede ser sugerido cuando se observa la característica señal grasa hiperintensa en imágenes potenciadas en T_1 en el septo interauricular (fig. 6) y su «eliminación» mediante técnicas de supresión grasa³⁴ (fig. 7).

RABDOMIOMAS. El rabiomioma es el tumor cardíaco más frecuente en los niños, presentándose precozmente en la vida y produciendo complicaciones hemodinámicas o arritmias ventriculares intratables. Se asocia frecuentemente a la esclerosis tuberosa. Generalmente son masas múltiples, siendo el

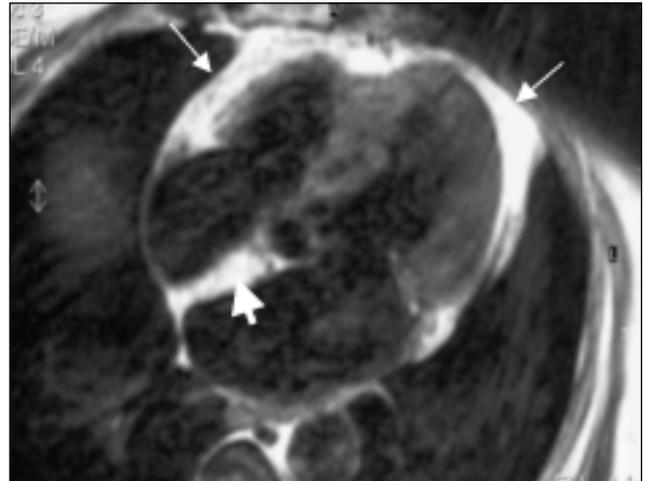


Figura 6.—Plano axial en spin echo, señalando con la flecha el septo interauricular engrosado y con una intensidad de señal igual a la de la grasa pericárdica (flecha fina).

ventrículo izquierdo su localización más frecuente. Estos tumores pueden ser difíciles de reconocer debido a su pequeño tamaño y su localización enteramente intramural. Sin embargo, los tumores grandes distorsionan la configuración miocárdica siendo más fáciles de diagnosticar. Las secuencias en spin eco T_1 o T_2 muestran una intensidad de señal similar a la del miocardio, siendo difícil delimitar el tumor. Esta dificultad, en ocasiones persiste tras la inyección de gadolinio dada que la estructura tumoral es muy similar a la miocárdica³⁵.

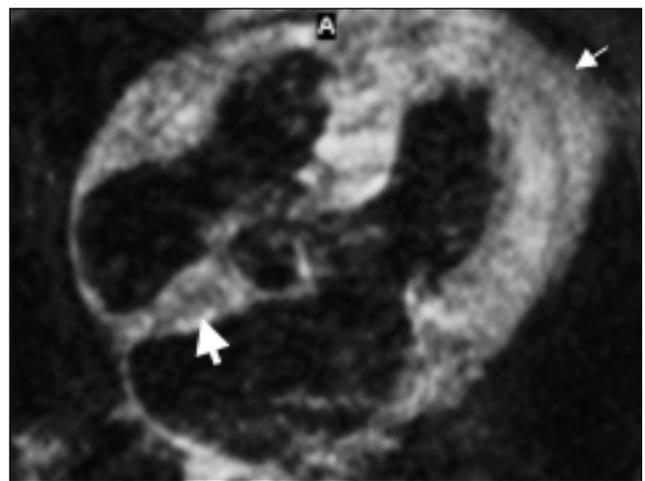


Figura 7.—Con técnica de supresión grasa la señal intensa del septo se ha suprimido, al igual que la grasa pericárdica, confirmando el diagnóstico de lipomatosis del septo interauricular.

NEOPLASIAS PRIMARIAS DEL CORAZÓN. Las neoplasias cardíacas primarias son infrecuentes (25% de los tumores cardíacos) y difíciles de diagnosticar. Las diferentes neoplasias tienen distinto comportamiento clínico, morfológico, así como una preferente localización intracardiaca. No hay patrones de imagen característicos en resonancia magnética de estos tumores aunque su diagnóstico puede ser sugerido a veces por otros signos de malignidad que los acompañen, como un derrame pericárdico. Casi todos son sarcomas. El angiosarcoma es el tumor cardíaco primario más frecuente. Tiende a ocupar la aurícula derecha y a afectar el pericardio. Debido a su tendencia a sangrar, a menudo presentan áreas de alta intensidad de señal en secuencias potenciadas en T₁. Los sarcomas indiferenciados generalmente ocupan la aurícula izquierda. Los rhabdomiomas son los tumores más frecuentes en niños y tienen mayor tendencia a afectar las válvulas. En sarcoma osteogénico, suele ocupar la aurícula izquierda. Ayudan a diferenciarlos de los mixomas su amplia base de implantación y su origen en sitios distintos del septo interatrial. Los leiomiomas suelen ocupar la aurícula izquierda y tienden a invadir las venas pulmonares y la válvula mitral. Los linfomas cardíacos primarios ocurren más frecuentemente en pacientes inmunodeprimidos y suelen afectar el pericardio^{12, 13}.

La resolución espacial y de contraste de la resonancia magnética, no solo ayuda a evaluar el tamaño, la forma del tumor y sus características de superficie, sino que puede ayudar a tomar la decisión de operar y a planificar el abordaje quirúrgico.

TUMORES METASTÁSICOS. Los tumores metastásicos son 40 a 50 veces más frecuentes que los tumores primarios del corazón. Las metástasis cardíacas se asocian con mayor frecuencia a tumores pulmonares, mamarios y linfáticos. La aproximación del tumor al corazón puede ser por vía vascular a través de la vena cava u otras estructuras vasculares. Las venas pulmonares proporcionan un conducto directo para el cáncer pulmonar, mientras que se ve extensión a través de la cava inferior en los carcinomas renales y hepatocelulares. La cardio-RM es la mejor técnica para localizar el tumor original y la extensión vascular a través de la cual llega la masa al corazón. Otras técnicas como la ecocardiografía o la angiografía tienen limitaciones para obtener toda esta información.

LINFOMAS. Los linfomas clásicamente afectan al mediastino (fig. 8), siendo la afectación cardíaca relativamente común en estos tumores. Los linfomas cardíacos primarios se suelen presentar con derrame pericárdico, masas intracardiacas y arritmias. La ecocardiografía en los linfomas aprecia perfectamente el derrame pericárdico y la masa miocárdica

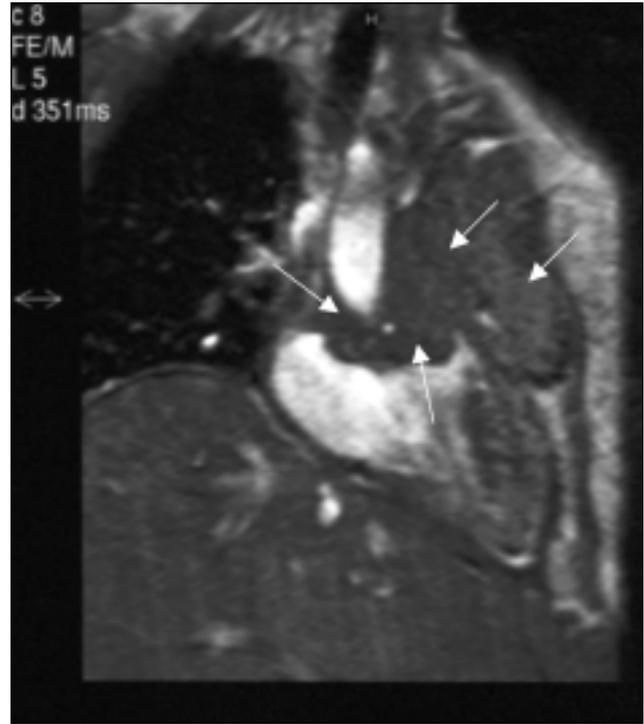


Figura 8.—Plano axial con técnica espín eco en los grandes vasos, en el que se objetiva masa mediastínica anterior que infiltra éstos (fechas).

o intracavitaria, pero generalmente es incapaz de evaluar la masa paracardiaca. La cardio-RM permite una demostración completa de la extensión ana-

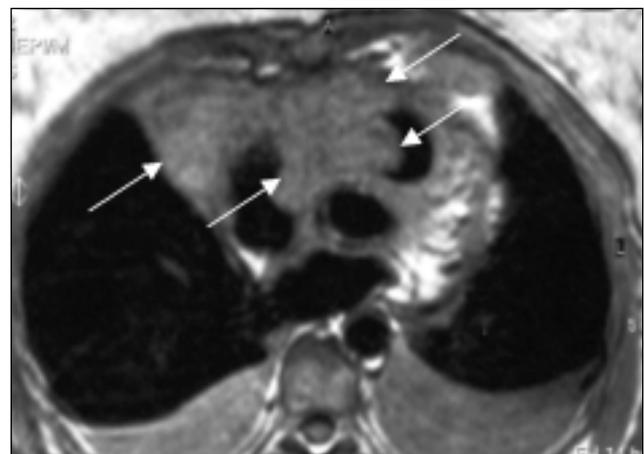


Figura 9.—Plano coronal con técnica gradiente eco que muestra el tumor de la figura anterior ocupando mediastino, invadiendo los grandes vasos e infiltrando aurículas.



Figura 10.—Plano sagital con técnica gradiente eco que muestra el tumor ocupando el tracto de salida de VD y raíz de arteria pulmonar (flechas).

tómica del tumor, de la infiltración cardíaca y de las alteraciones secundarias como derrame pericárdico. Permite además, definir si está afectada la cava o las cavidades derechas (figs. 9 y 10). Es también, una herramienta muy útil para el seguimiento del tumor después del tratamiento con radio o quimioterapia¹⁴.

La cardio-RM también puede ser utilizada para ayudar a distinguir entre masas cardíacas y otras masas paracardíacas y mediastínicas. Las más frecuentes son los quistes y los cojinetes grasos pericárdicos, timomas, teratomas, hematomas y hernias del hiato.

BIBLIOGRAFÍA

- Suárez LD, Cianciulli TF: Enfermedades del pericardio. Recursos diagnósticos. Bertolasi. *Cardiología* 2000; 1997: 728-80.
- Martín ET, Fuisz AR, Pohorst GM: Imaging cardiac structure and pump function. En: Reichek N, ed. *Cardiac magnetic resonance imaging*. Cardiology clinics Philadelphia: WB Saunders company 1998; p. 146-9.
- Cinac J, Schmidt MC, Theissen P, Sechtem U: Magnetic resonance tomography in diagnosis of cardiac space-occupying lesions. *Z Kardiol* 1998; 87: 218-26.
- Higgins ChB: Nuevas técnicas de imágenes cardíacas. Tomografía computarizada, imágenes por resonancia magnética. Braunwald: *Tratado de Cardiología* 1993; p. 351-3.
- Sechtem U, Tscholakoff D, Higgins ChB: MRI of abnormal pericardium. *Am J Röntgenol* 1986; 147(2): 245-52.
- Frank H, Globitis S: Magnetic resonance imaging evaluation of myocardial and pericardial disease. *J Magn Reson Imaging* 1999; 10: 617-26.
- Byrd BF, Schiller NB, Botvinick EH y cols.: Magnetic resonance imaging and 2D echocardiography in dilated cardiomyopathy. *Circulation* 1985; 72(Supl. III): III 22.
- Buser PT, Auffermann W, Holt WW, Wagner S, Kircher B, Wolfe C, Higgins CB: Noninvasive evaluation of global left ventricular function with use of cine nuclear magnetic resonance. *J Am Coll Cardiol* 1989; 13: 1294-300.
- Bax JJ, De Roos A, van Der Wall EE: Assessment of myocardial viability by MRI. *J Magn Reson Imaging* 1999; 10: 418-22.
- Matsouka H, Hamada M, Honda T y cols.: Evaluation of acute myocarditis and pericarditis by Gd-DTPA enhanced magnetic resonance imaging. *Eur Heart J* 1994; 15: 283-4.
- 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: 1802-9.
- 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: 1651-6.
- Maron BJ, Spirito P, Chiarella F, Vecchio C: Unusual distribution of left ventricular hypertrophy in obstructive hypertrophic cardiomyopathy: localized posterobasal free wall thickening in two patients. *J Am Coll Cardiol* 1985; 5: 1474-7.
- Guado C, Pelliccia FTA, Nzilli G, Mazzarotto P, Cianfrocca C, Marino B: Magnetic resonance imaging for assessment of apical hypertrophy in hypertrophic cardiomyopathy. *Clin Cardiol* 1992; 15: 164-8.
- Sardanelli F, Molinari G, Petillo A y cols.: MRI in hypertrophic cardiomyopathy: a morphofunctional study. *J Comput Assist Tomogr* 1993; 17: 862-72.
- Martin ET, Fuisz AR, Pohost GM: Imaging cardiac structure and pump function. En: Reichek N, ed. *Cardiac Magnetic Resonance Imaging*. Cardiology clinics. Philadelphia: WB Saunders Company 1998; p. 147.
- Sechtem U, Higgins CB, Sommerhoff BA, Lipton MJ, Huycke EC: Magnetic resonance imaging of restrictive cardiomyopathy. *Am J Cardiol* 1987; 59: 480-2.
- Masui T, Finck S, Higgins CB: Constrictive pericarditis and restrictive cardiomyopathy: evaluation with MR imaging. *Radiology* 1992; 182: 369-73.
- Waxman S, Eustace S, Hartnell GG: Myocardial involvement in primary hemochromatosis demonstrated by magnetic resonance imaging. *Am Heart J* 1994; 128: 1047-9.
- Von Kemp K, Bechers R, Vandenweghe J, Taeymans Y, Osteaux M, Block P: Echocardiography and magnetic resonance imaging in cardiac amyloidosis. *Acta Cardiol* 1989; 44: 29-35.
- Riedy K, Fisher M, Belic N, Koenigsberg DI: MR imaging of myocardial sarcoidosis. *AJR. Am J Röntgenol* 1988; 15: 915-6.
- Pitt M, Davies KM, Brady AJB: Hypereosinophilic syndrome: endomyocardial fibrosis. *Heart* 1996; 76: 377-8.
- McKenna WJ, Thiene G, Nava A y cols.: Diagnosis of arrhythmogenic right ventricular dysplasia/cardiomyopathy. *Br Heart J* 1994; 71: 215-8.
- Auffermann W, Wichter T, Bretthardt G, Joachimsmen K, Peters PE: Arrhythmogenic right ventricular disease: MR imaging vs angiography. *Am J Röntgenol* 1993; 161: 549-55.

25. Martin ET, Fuisz AR, Pohost GM. Estudio con la imagen de la estructura cardíaca y de su función de Bomba. En: Resonancia magnética cardíaca, Reicheck N ed. *Clin Cardiol Norteamerica* 1998; 2: 139-66.
26. Crnac J, Schmidt MC, Theissen P, Sechtem U: Magnetic resonance tomography in diagnosis of cardiac sapace-occupying lesions. *Z Kardiol* 1998; 87: 218-26.
27. Dooms GC, Higgins CB: MR imaging of cardiac thrombi. *J Comput Assist Tomogr* 1986; 10: 415-20.
28. Vineé P, Stöver B, Sigmund G y cols.: MR imaging of the pericardial cyst. *J Magn Reson Imaging* 1992; 2: 593-6.
29. Sommer T, Vahlhaus C, Hofer U y cols.: MRI of cardiac mixomas. *Rofo fortschr Geb Roetgestr Neuen Bildgeb Verfarh* 1999; 170: 156-62.
30. Semelka RC, Shoenut JP, Wilson ME, Pellech AE, Patton JN: Cardiac masses: signal intensity features on spin echo, gradient echo, gadolinium enhanced spin echo, and turbo FLASH imaging. *J Mag Reson Imaging* 1992; 2: 415-20.
31. Lund J, Ehman R, Julsrud P, Sinak L Tajik A: Cardiac masses: assessment by MR imaging. *Am J Radiol* 1989; 152: 469-73.
32. Dooms GC, Hricak H, Sollito RA, Higgins CB: Lipomatous tumor and tumor with fatty components: MR imaging potential and comparison MR and CT results. *Radiology* 1985; 157: 479-83.
33. Murphy WD, Hearst HD, Duerk JL, Feiglin DH, Christopher M, Bellon EM: Atypical appearance of lipomatous tumor on MR images: high signal intensity with fat suppression STIR sequences. *J Magn Reson Imaging* 1991; 1: 477-80.
34. Kaplan KR, Rifkin MD: MR diagnosis of lipomatous infiltration of the interatrial septum. *Am J Radiol* 1989; 153: 495-6.
35. Rienmuller R, Tiling R: Evaluation of paracardiac and intracardiac masses in children. *Semin Ultrasound CT MR* 1990; 11: 246-50.
36. Araoz PhA, Eklund HE, Welch TJ, Breen JF: CT and MR imaging of primary cardiac malignancies. *Radiographics* 1999; 19: 1420-34.
37. Pons Lladó G, Ribas Garau M, Ortiz Tudanca J y cols.: Heart angiosarcoma: heart magnetic resonance diagnosis. *Rev Esp Cardiol* 2000; 53: 1001-4.
38. Coghlan JG, Paul VE, Mitchell AG: Cardiac involvement by lymphoma: diagnosis difficulties. *Eur Heart J* 1989; 10: 765-8.

Cuantificación de flujo mediante Cardio-RM. Aplicaciones Clínicas

L. J. Jiménez Borreguero, J. García Segovia y M. M. Chillón Terrón*

Servicio de Cardiología. Hospital Universitario Príncipe de Asturias. Alcalá de Henares. Madrid.

*CS Águilas. Área VII. INSALUD de Madrid.

1. INTRODUCCIÓN

La posibilidad de cuantificar el flujo sanguíneo mediante cardio-RM tiene numerosas aplicaciones en la valoración de las enfermedades cardiovasculares. Para ello se utilizan mapas cuantitativos de velocidad de la sangre (fig. 1) utilizando secuencias de gradiente eco con contraste de fase. La aplicación de la ecuación modificada de Bernoulli permite cal-

cular gradientes de presión derivados del producto de la constante 4 y el cuadrado de la velocidad de flujo.

La resonancia magnética se utiliza en industria para cuantificar flujo con precisión. Sin embargo, el comportamiento del flujo sanguíneo en humanos es pulsátil y más complejo que en cualquier modelo industrial. Estudios realizados *in vitro* han demostrado la precisión de la cardio-RM para cuantificar flujo¹ (fig. 2). La técnica ha sido validada también en humanos mediante el cálculo del volumen por latido obtenido en aorta comparándolo con el obtenido por el método de Simpson modificado en el ventrículo izquierdo de voluntarios sanos².

El flujo instantáneo sanguíneo se estima mediante el producto de la media de su velocidad y su área de sección transversal en la luz vaso. La integración en una curva de numerosas estimaciones de flujo instantáneo durante todo el ciclo cardíaco (fig. 1) permite estimar el flujo neto, los volúmenes de flujo sistólico y diastólico y el gasto cardíaco. A diferencia de la técnica de ecocardiografía Doppler la cuantificación de flujo mediante cardio-RM permite conocer la velocidad media en el espacio y su superficie y no tiene limitación de ventana. Con ecocardiografía Doppler únicamente se puede calcular la velocidad máxima en un punto o en una línea y la velocidad media temporal durante una parte del ciclo cardíaco. La cardio-RM cuantifica flujo mediante mapas de velocidad de forma que, se puede establecer el producto de la velocidad de flujo y su superficie sin la necesidad de asumir fórmulas geométricas complejas.

Existen otros métodos morfológicos que permiten estimar el volumen latido de ambos ventrículos. Para ello se realizan múltiples cortes paralelos de las cavidades cardíacas con secuencias de cine gradiente eco (fig. 3). A continuación se realiza planimetría de los bordes endocárdicos de ambos ventrículos en cada uno de los cortes paralelos y tanto en telediástole como en telesístole. Aplicando el mé-

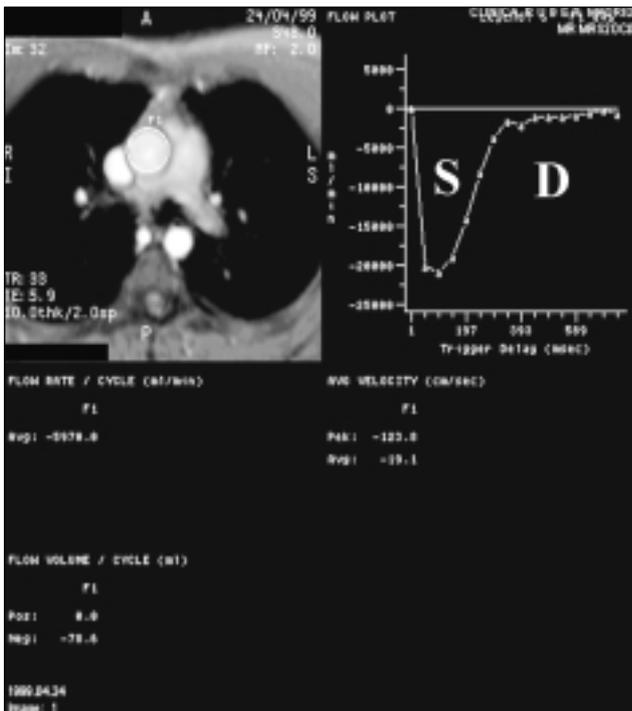


Figura 1.—Curva de flujo obtenida con mapas de velocidad a nivel de aorta ascendente (F1) en voluntario sano. El flujo aórtico es de 5.970 ml/min y tanto en sistole (S) como en diástole (D) su dirección es la misma.

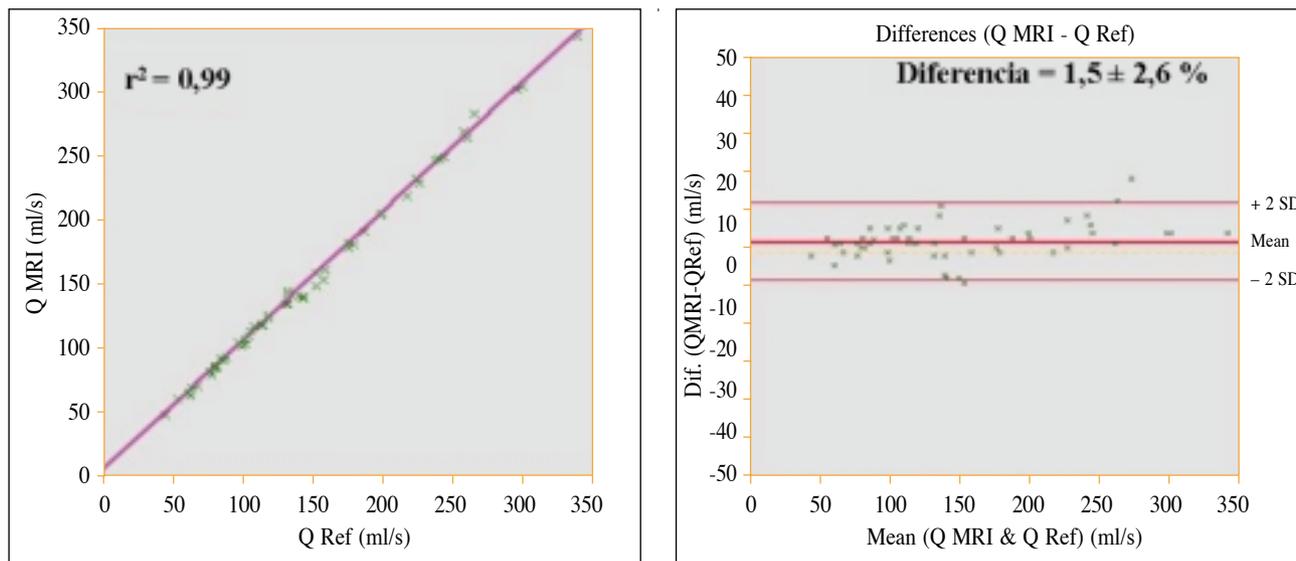


Figura 2.—Estudio realizado in vitro en el que se demuestra la precisión del cálculo de flujo¹.

todo de Simpson modificado se calculan los volúmenes ventriculares mediante la suma de las áreas de planimetría contiguas.

2. VALVULOPATÍAS Y ESTENOSIS VASCULARES

2.1. Regurgitaciones valvulares

Además de la severidad de las regurgitaciones valvulares, el grado de disfunción ventricular tiene implicaciones clínicas y terapéuticas. La cardio-RM permite cuantificar el grado de insuficiencia valvular y calcular múltiples parámetros de función y de tamaño de ambos ventrículos como son la masa^{3,4}, los volúmenes y la fracción de eyección^{5,6}.

El grado de regurgitación valvular se puede estimar mediante cardio-RM con método cuantitativos como el cálculo de flujo o de los volúmenes ventriculares. Otros procedimientos cualitativos como el análisis de la turbulencia en la cámara receptora de la regurgitación o del flujo de convergencia proximal de isovelocidad a los orificios son menos precisos. El estudio del flujo en la aorta y arteria pulmonar es relativamente sencillo y rápido mediante la técnica de cine gradiente eco con contraste de fase. En sujetos normales se obtienen curvas con la misma dirección de flujo en sístole y en diástole (fig. 1). Cuando existe algún grado de regurgitación valvular la curva diastólica tiene un sentido opuesto a la sistólica y equivale al volumen de regurgitación (fig. 4).

En las regurgitaciones de las válvulas ventrículo arteriales se puede calcular el volumen y la fracción de regurgitación analizando el flujo en aorta ascendente o arteria pulmonar mediante mapas de velocidad en cine gradiente eco⁷. Cuando una sola válvula de las cuatro es insuficiente, se puede cuantificar el volumen y la fracción de regurgitación comparando los volúmenes de ambos ventrículos obtenidos con el método de Simpson. En caso de insuficiencia aórtica la curva de flujo diastólico es opuesta al flujo sistólico anterógrado (fig. 4) lo que permite calcular el volumen de regurgitación cuya magnitud estima la severidad de la insuficiencia valvular⁷. La fracción de regurgitación que relaciona el volumen regurgitante con el volumen sistólico es un parámetro menos dependiente de la frecuencia cardiaca y valora el grado de severidad de la insuficiencia valvular con mayor precisión⁷.

La severidad de la insuficiencia valvular pulmonar puede ser indicativo de mal pronóstico en el seguimiento de pacientes intervenidos de tetralogía de Fallot. Cardio-RM ha demostrado ser un método eficaz para su cuantificación⁸. La estimación del volumen y fracción de regurgitación mediante el análisis de flujo en arteria pulmonar se realiza siguiendo el método descrito para la insuficiencia aórtica.

Las insuficiencias mitral y tricúspide se pueden evaluar mediante el cálculo de flujo a nivel de los anillos mitral y tricúspide para cuantificar el volumen de regurgitación⁹. Sin embargo, su considerable desplazamiento durante el ciclo cardiaco hace difícil la realización de una medición precisa. El método de Simpson es preciso cuando sólo una vál-

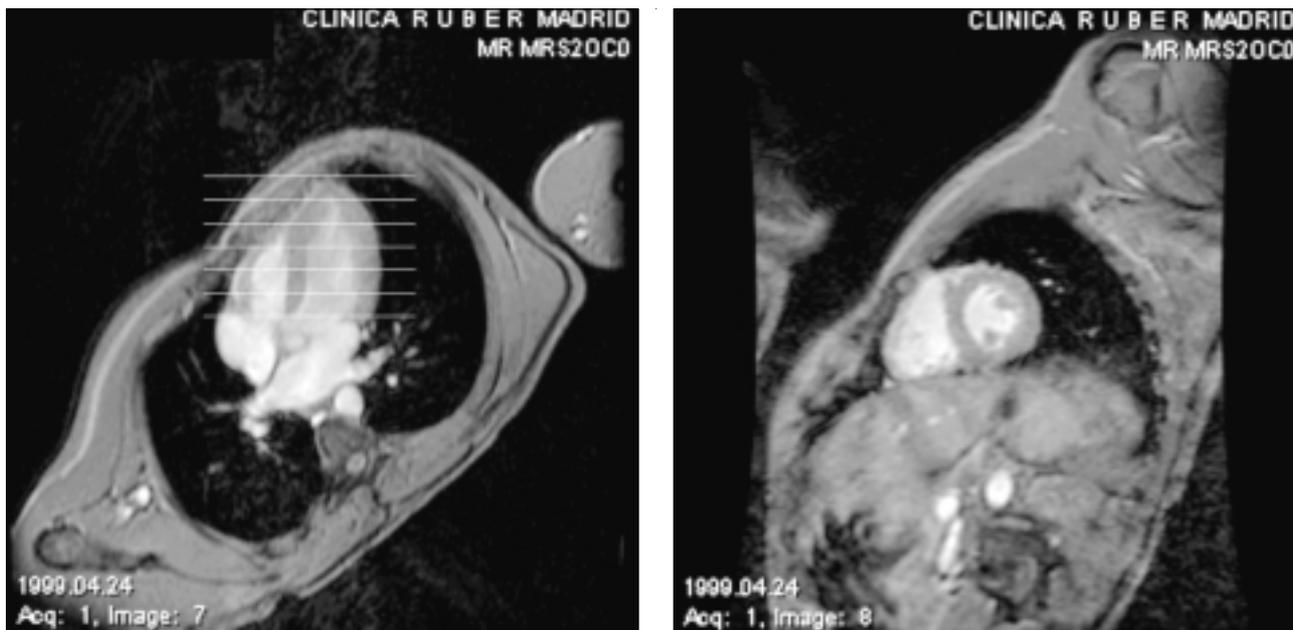


Figura 3.—En la imagen de la izquierda ha sido obtenida con cine gradiente eco en un plano de cuatro cámaras del corazón. Se realizan múltiples cortes contiguos que visualizan el ventrículo izquierdo en su eje corto (derecha). Se realiza planimetría del borde endocárdico en sístole y diástole para calcular volúmenes ventriculares y fracción de eyección mediante el método de Simpson modificado. La planimetría del borde epicárdico permite calcular la masa de ambos ventrículos.

vula es insuficiente¹⁰. La diferencia entre el volumen por latido de ambos ventrículos es equivalente al volumen de regurgitación mitral o tricuspíde. Cuando una de ellas coexiste con regurgitación aórtica o pulmonar se debe cuantificar el volumen de regurgitación de éstas en aorta ascendente o arteria pulmonar.

La ecocardiografía Doppler utiliza los métodos semicuantitativos para valorar la severidad de la regurgitaciones valvulares en la rutina diaria. Con cardio-RM también se pueden utilizar procedimientos cualitativos, sin embargo, solo se aplican excepcionalmente porque los métodos cuantitativos descritos anteriormente son muy precisos y sencillos de realizar. Con secuencias de cine gradiente eco se detectan las turbulencias del chorro regurgitante en la cámara receptora cuya magnitud se valora mediante la medición del área, profundidad o volumen de la ausencia de señal que produce la turbulencia¹¹. Este método tiene buena correlación con Doppler color¹² e igualmente es dependiente de los parámetros de la secuencia de estudio¹³. El análisis *in vitro* con mapas de velocidad del flujo de convergencia proximal a un orificio ha demostrado su precisión en obtener curvas de isovelocidad y que permite cuantificar volumen de flujo (fig. 5)¹⁴. La utilidad clínica de este método sería muy escasa por su complejidad. Sin embargo, las secuencias de cine

gradiente eco que pueden ser insensibles a determinados valores de velocidad producen ausencia de señal en las proximidades del orificio de regurgitación en que la velocidad de la sangre se incrementa. El tamaño de la ausencia de señal está relacionado con el grado de severidad de la insuficiencia valvular¹⁵.

2.2. Estenosis valvulares y vasculares

Las estenosis valvulares o vasculares se pueden cuantificar mediante la estimación del gradiente de presión derivado del cálculo de la velocidad^{16,17} a través del orificio de la estenosis. Con cardio-RM se pueden valorar otros aspectos morfológicos de la enfermedad valvular como el engrosamiento de los velos valvulares. También se pueden identificar las vegetaciones producidas en la endocarditis infecciosa¹⁸ y los abscesos paravalvulares¹⁹. En los estenosis de grandes vasos y sus ramas y de conductos quirúrgicos (figura), la cardio-RM puede ser de elección, puesto que la técnica Doppler tiene habitualmente limitación en la ventana de acceso para su alineación con la dirección de flujo²⁰. Una posibilidad adicional de la cardio-RM es que localiza mejor que otras técnicas la estenosis infra o supra-avulares (fig. 6)²¹.

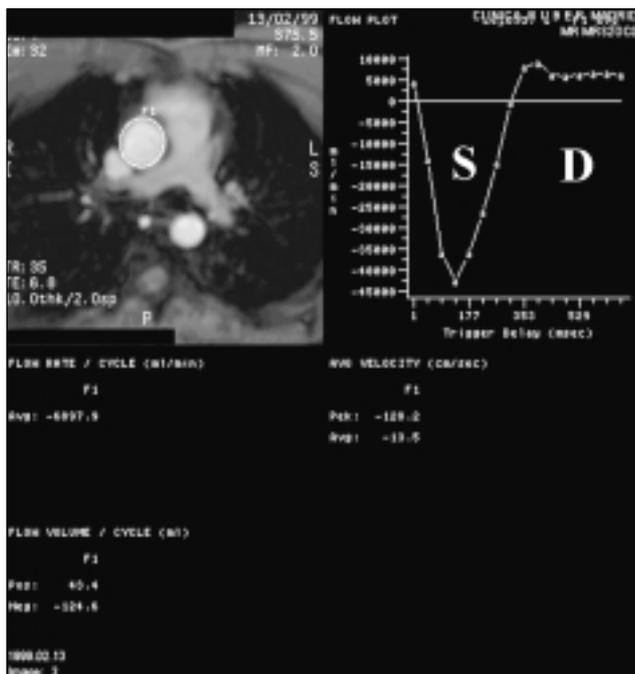


Figura 4.—Gráfica de flujo en paciente con insuficiencia valvular aórtica de grado severo. En sistole (S) se calcula un flujo anterógrado de 124 ml y en diástole (D) un flujo retrógrado de 43 ml, y un gasto cardíaco de 6.897 ml/min.

Otros métodos cualitativos y poco precisos de valorar las estenosis valvulares están en desuso y consisten en el análisis del grado de turbulencia del chorro eyectivo utilizando secuencias de cine gradiente eco.

2.3. Prótesis valvulares

La cardio-RM proporciona información similar a la ecocardiografía transesofágica para detectar disfunción de las prótesis valvulares mecánicas^{22,23}. Se pueden detectar regurgitaciones protésicas patológicas estimando su origen paraprotésico y el área de turbulencia del chorro regurgitante mediante las imágenes de cine obtenidas con secuencias de gradiente eco. El gradiente transprotésico también se puede estimar para calcular el grado de estenosis mediante mapas de velocidad. El metal de las prótesis produce un pequeño artefacto que no impide visualizar los chorros de flujo producidos a ambos lados del plano valvular por la estenosis o la regurgitación incluso fisiológica (fig. 7). La indicación de cardio-RM para el estudio de la disfunción protésica valvular puede estar indicada cuando la ecocardiografía transesofágica tenga limitaciones, no esté disponible o sea rechazada por el paciente.

Los campos magnéticos que se utilizan habitualmente en cardiología no afectan significativamente la función protésica valvular²⁴. Un corazón normal produce una fuerza de 7,2 Newton sobre las prótesis valvulares²⁵, mientras que un campo magnético de 1,5 teslas ejerce 0,0067 Newton sobre la prótesis de Björk-Shiley²⁶.

3. CARDIOPATÍAS CONGÉNITAS

En la coartación aórtica la determinación de flujo a nivel del istmo y a nivel de diafragma permiten valorar la cantidad de sangre que se deriva por circulación colateral que deriva por las arterias intervertebrales (fig. 8)²⁷. Además, la estimación de la velo-

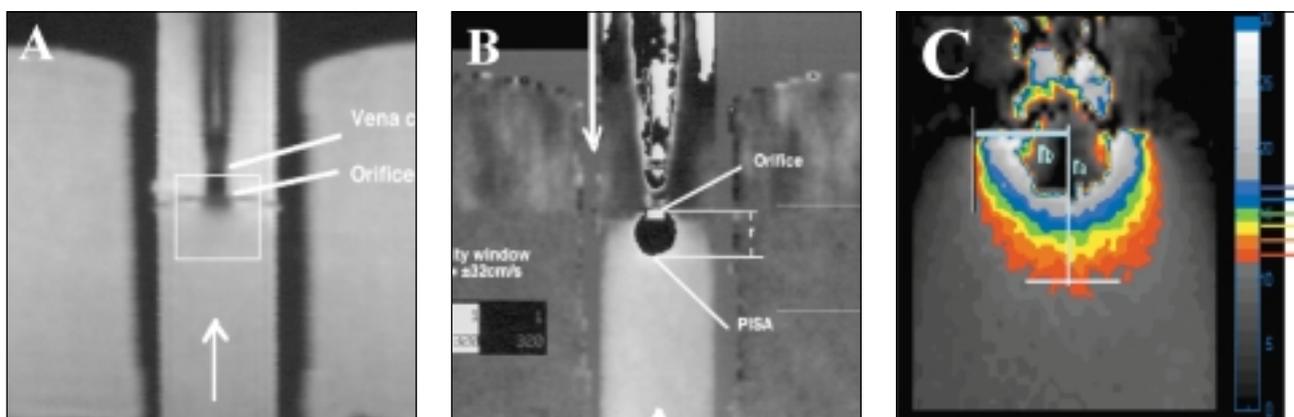


Figura 5.—Estudio in vitro de flujo con una estenosis¹⁴. La imagen de magnitud A corresponde con el mapa de velocidad B, donde se puede detectar una superficie proximal de isovelocidad (PISA). En C se ha realizado un mapa de velocidad no vectorial obtenido de la resultante de dos componentes ortogonales de velocidad. Cada color corresponde con un área de isovelocidad.

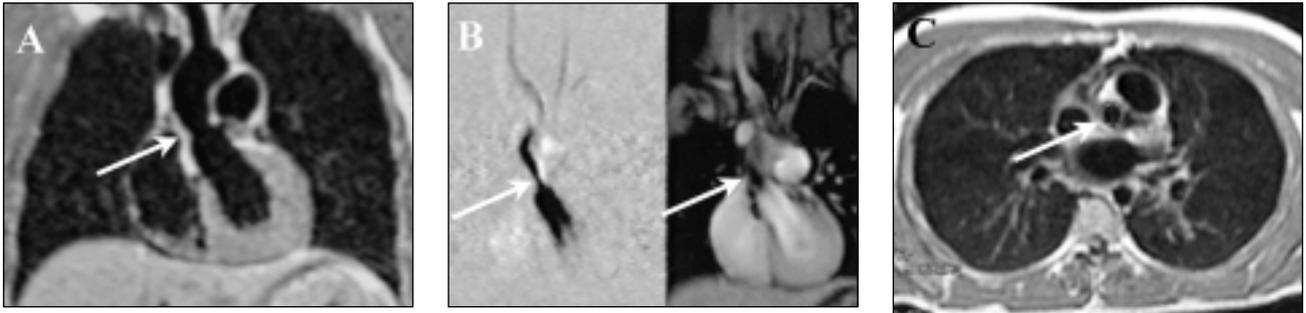


Figura 6.—A Plano coronal de espín eco de una estenosis supravalvular aórtica (flecha). Con mapas de velocidad B izquierda se visualiza el área de máxima velocidad (flecha) y que corresponde en la imagen de la derecha en un plano superior (flecha) al de la válvula aórtica. En C se muestra una imagen de plano axial con espín eco en la que se puede estimar la superficie de sección de la estenosis (flecha).

cidad de la sangre y del gradiente de presión producido por la estenosis permiten establecer el grado de severidad²⁸ de forma similar a como lo realiza la técnica Doppler. La prolongación diastólica del gradiente a nivel del istmo está relacionado con la severidad de la coartación. Además de estimar la velocidad de flujo se puede calcular el grado de disminución de flujo a nivel de la coartación como signo de severidad de la estenosis²⁹.

En las cardiopatías congénitas la cuantificación de flujo mediante cardio-RM permite estimar el índice Qp/Qs por dos métodos. Uno de ellos compara el flujo en aorta ascendente con el flujo en arteria pulmonar³⁰ y el otro se basa en la comparación del volumen por latido de ambos ventrículos³¹. Como ya se ha referido anteriormente, en los pacientes intervenidos de tetralogía de Fallot es necesario hacer un se-

guimiento del grado de regurgitación pulmonar y la cardio-RM es la técnica más adecuada para su valoración⁸.

4. CARDIOPATÍA ISQUÉMICA

La coronariografía realizada con cardio-RM tiene actualmente limitaciones técnicas que no impiden visualizar la arteria coronaria derecha proximal y media en pacientes seleccionados (fig. 9). La cuantificación de flujo coronario mediante cardio-RM es factible con los medios actualmente comercializados (fig. 10) pero no está aún establecida como indicación clínica. Sin embargo, una posible indicación futura sería la estimación de la reserva de flujo coronario mediante estrés en el seguimiento de pacientes con estenosis co-

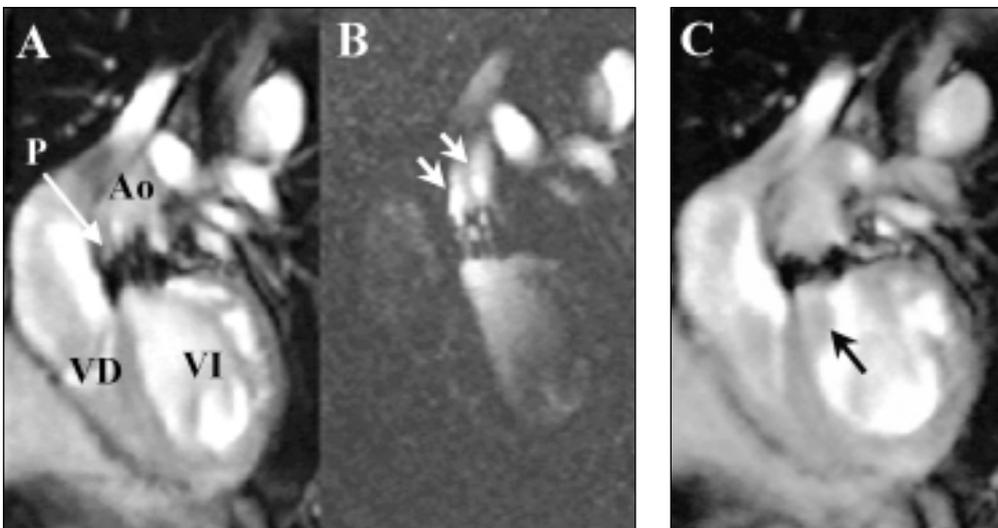
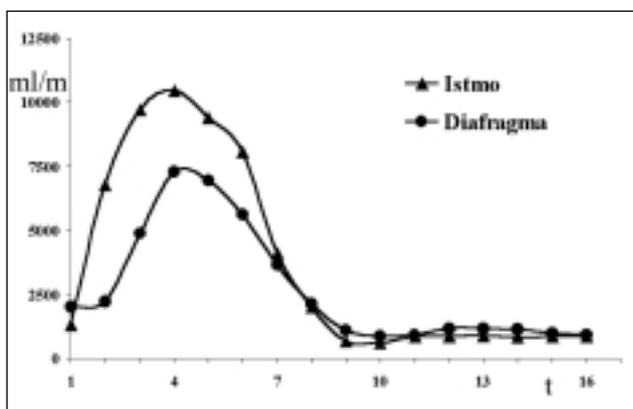


Figura 7.—Prótesis valvular aórtica mecánica de disco. A es una imagen de magnitud en sistole y que corresponde a la imagen B de mapa de velocidad donde se distinguen dos chorros eyectivos normales (flechas). C es una imagen de magnitud en diástole donde se aprecia una pequeña turbulencia (flecha negra) por insuficiencia fisiológica con origen intraprotésico. Ao: aorta ascendente, VD: ventrículo derecho, VI: ventrículo izquierdo y P: prótesis valvular aórtica.



Figura 8.—A. Espín eco de aorta descendente donde se aprecia la reestenosis de la coartación aórtica (flecha) de grado ligero. B y C. Imágenes de magnitud correspondientes a una secuencia de mapas de velocidad a nivel precoartación en B y del diafragma en C. La flecha indica la señal que produce el flujo aórtico.



Gráfica 1. Se representan las curvas de flujo obtenidas de B y C y en donde se obtiene un flujo aórtico en el istmo de 2.820 ml/min y en el diafragma de 2.184 ml/min y un índice entre ambos normal de 1,29.

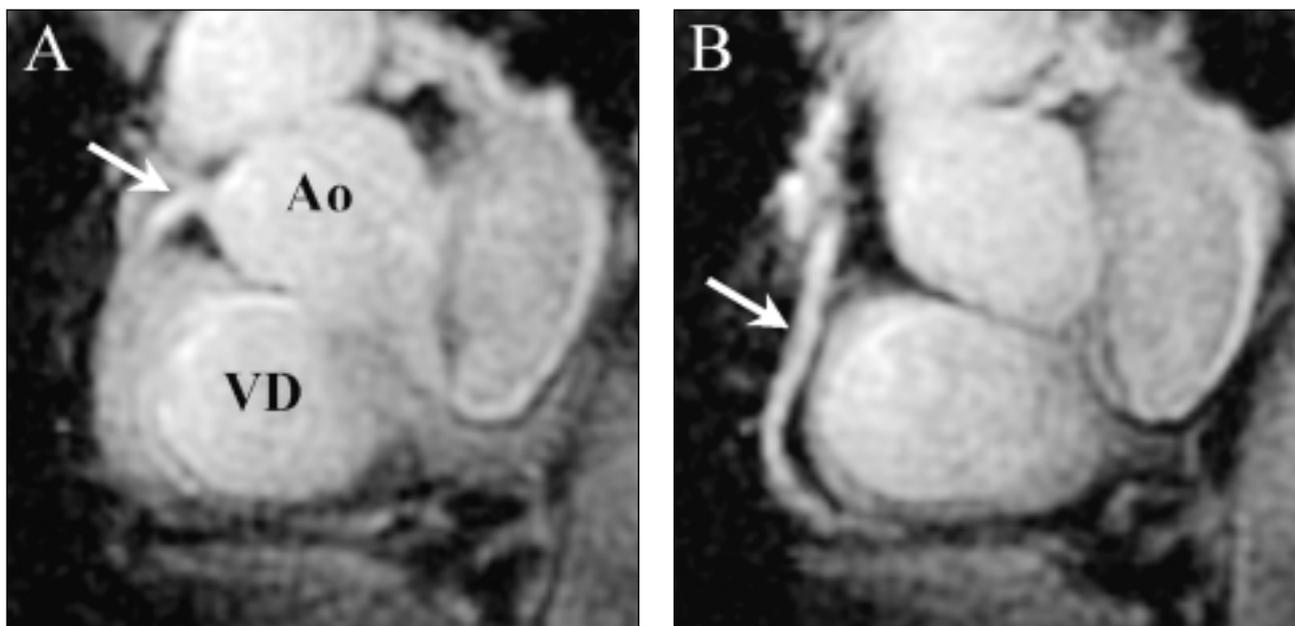


Figura 9.—Coronariografía de arteria coronaria derecha. En A se distingue el origen de la arteria coronaria derecha (flecha) y en B se puede visualizar el resto de su trayecto hasta las cercanías del surco interventricular.

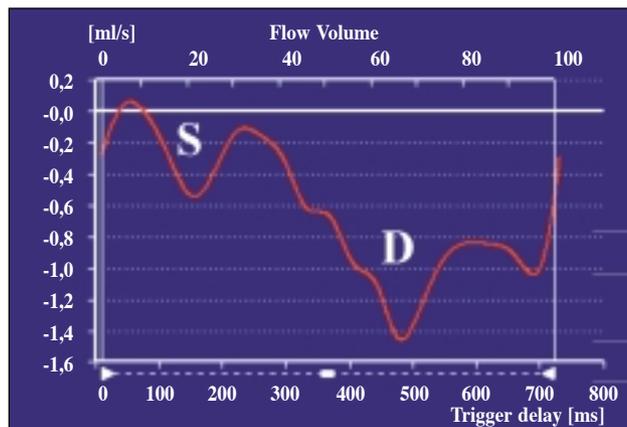
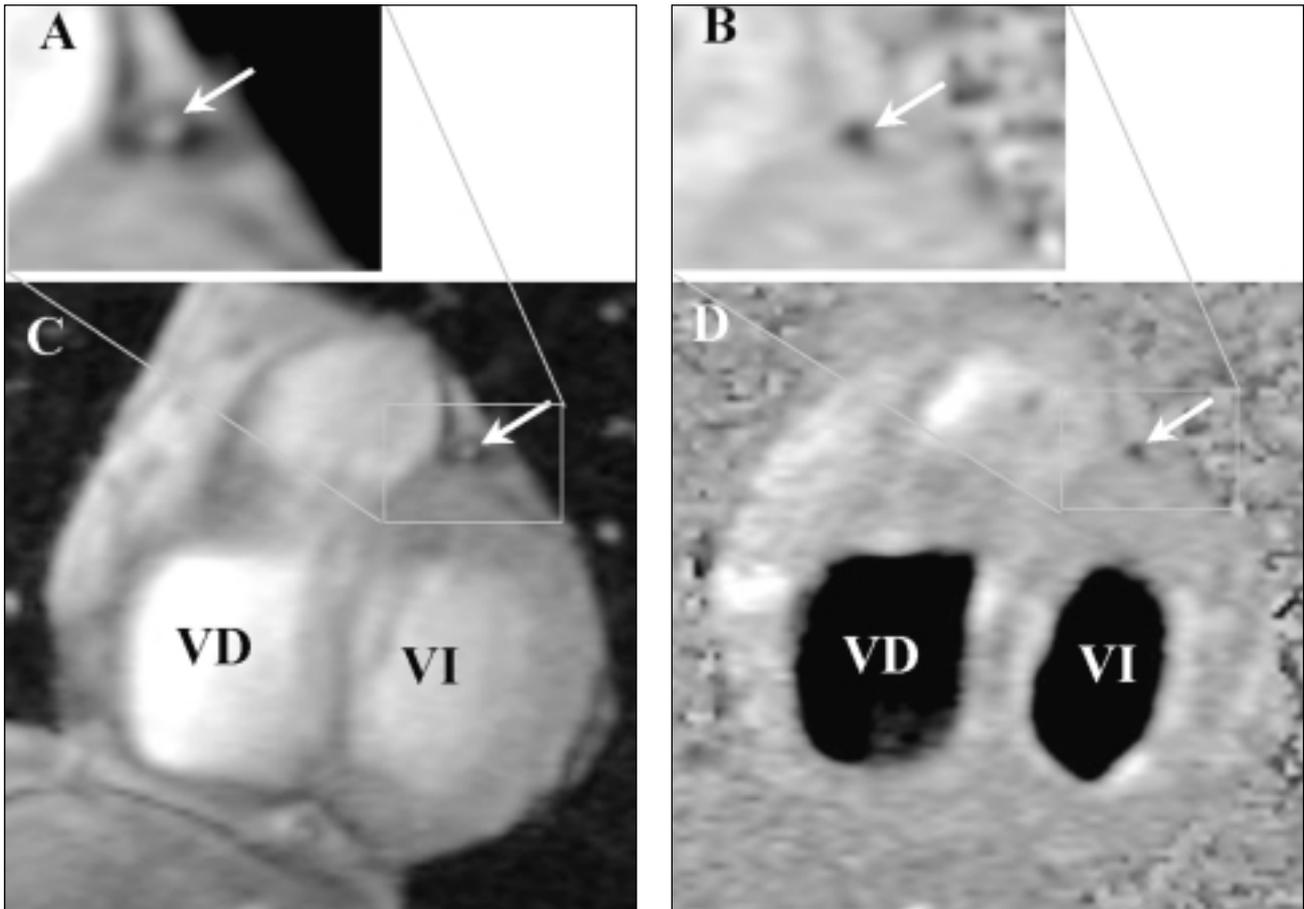


Figura 10.—A y C: Imagen diastólica de magnitud correspondiente al mapa de velocidad de B y D. La flecha señala la arteria descendente anterior. VD: ventrículo derecho y VI: ventrículo izquierdo.

Gráfica 2. Curva de flujo en la arteria coronaria descendente anterior normal correspondiente a la figura 10. El área que describe la curva corresponde con un flujo instantáneo máximo de 88 ml/min (1,47 ml/s) en diástole, flujo medio de 37 ml/min y un volumen por latido de 0,45 ml. S: sístole y D: diástole.

ronaria nativa o residual tras angioplastia coronaria³². Los primeros estudios valoraron la eficacia de la cardio-RM para determinar la reserva de flujo coronario midiéndolo a nivel del seno coronario³³.

BIBLIOGRAFÍA

1. Jiménez Borreguero LJ, Kilner PJ, Firmin DN: The precision of magnetic resonance velocity mapping to calculate flow. *In vitro* study. *J Cardiovas MR* 1998; 1: 85 (Abst).
2. Firmin DN, Nayler GL, Klipstein RH, Underwood SR, Rees RS, Longmore DB: *In vivo* validation of MR velocity imaging. *J Comput Assist Tomogr* 1987; 11: 751-6.
3. Florentine MS, Grosskreutz CL, Chang W, Hartnett JA, Dunn VD, Ehrhardt JC y cols.: Measurement of left ventricular mass *in vivo* using gated nuclear magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol* 1986; 8: 107-112.
4. Keller AM, Peshock RM, Malloy CR, Buja LM, Nunnally R, Parkey RW y cols.: *In vivo* measurement of myocardial mass using nuclear magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol* 1986; 8: 113-117.
5. Longmore DB, Klipstein RH, Underwood SR, Firmin DN, Hounsfeld GN, Watanabe M y cols.: Dimensional accuracy of magnetic resonance in studies of the heart. *Lancet* 1985 1: 1360-1362.
6. 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.
7. Dulce MC, Mostbeck GH, Orquute 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.
8. 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.
9. Fujita N, Chazouilleres AF, Hartiala JJ, O'Sullivan M, Heidenreich P, Kaplan JD, Sakuma H, Foster E, Caputo GR, Higgins CB: Quantification of mitral regurgitation by velocity-encoded cine nuclear magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol* 1994; 23: 951-8.
10. Sechtem U, Pflugfelder PW, Cassidy MM, White RD, Cheitlin MD, Schiller NB, Higgins CB: Mitral or aortic regurgitation: quantification of regurgitant volumes with cine MR imaging. *Radiology* 1988; 167: 425-30.
11. Wagner S, Auffermann W, Buser P, Lim TH, Hrcher B, Pflugfelder P y cols.: 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.
12. Schiebler M, Axel L, Reichek N, Aurigemma G, Yeager B, Douglas P y cols.: Correlation of cine MR imaging with two-dimensional pulsed Doppler echocardiography in valvular insufficiency. *J Comput Assist Tomogr* 1987; 11: 627-632.
13. 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.
14. Jiménez Borreguero LJ, Kilner PJ, Underwood SR, Firmin DN: Flow quantification with magnetic resonance using the isovelocity area method close to an orifice. *In vitro* study. *J Cardiovas MR* 1998; 1: 85 (Abst).
15. Cranney GB, Benjelloun H, Perry GJ, Lotan CS, Blackwell GJ, Coghlan CH y cols.: 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.
16. Kilner PJ, Manzara CC, Mohiaddin RH, Pennell DJ, Sutton MG, Firmin DN y cols.: Magnetic resonance jet velocity mapping in mitral and aortic valve stenosis. *Circulation* 1993; 87: 1239-1248.
17. Kilner PJ, Firmin DN, Rees RS, Martínez J, Pennell DJ, Mohiaddin RH y cols.: Valve and great vessel stenosis: assessment with MR jet velocity mapping. *Radiology* 1991; 178: 229-235.
18. Caduff JH, Hernández RJ, Ludomirsky A: MR visualization of aortic vegetations. *J Comput Assist Tomogr* 1996; 20: 613-615.
19. 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.
20. Martínez JE, Mohiaddin RH, Kilner PJ, Khaw K, Rees S, Somerville J y cols.: 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.
21. 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.
22. Walker PG, Pedersen EM, Oyre S, Flepp L, Ringgaard S, Heinrich RS y cols.: Magnetic resonance velocity imaging: a new method for prosthetic heart valve study. *J Heart Valve Dis* 1995; 4: 296-307.
23. Deutsch HJ, Bachmann R, Sechtem U, Curtius JM, Jungehulsing M, Schicha H y cols.: 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.
24. 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.
25. Soulen RL: Magnetic resonance imaging of prosthetic heart valves [carta]. *Radiology* 1998; 158: 279.
26. Soulen RL, Budinger TF, Higgins CB: Magnetic resonance imaging of prosthetic heart valves. *Radiology* 1985; 154: 705-707.
27. Steffens JC, Bourne MW, Sakuma H, O'Sullivan M, Higgins CB: Quantification of collateral blood flow in coarctation of the aorta by velocity encoded cine magnetic resonance imaging. *Circulation* 1994; 90: 937-43.
28. Kilner PJ, Firmin DN, Rees RS, Martínez J, Pennell DJ, Mohiaddin RH, Underwood SR, Longmore DB: Valve and great vessel stenosis: assessment with MR jet velocity mapping. *Radiology* 1991; 178: 229-35.
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: 1515-21.
30. Brenner LD, Caputo GR, Mostbeck G, Steiman D, Dulce M, Cheitlin MD, O'Sullivan M, Higgins CB: Quantification of left to right atrial shunts with velocity-encoded cine nuclear magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol* 1992; 20: 1246-50.
31. Sechtem U, Pflugfelder P, Cassidy MC, Holt W, Wolfe C, Higgins CB: Ventricular septal defect: visualization of shunt flow and determination of shunt size by cine MR imaging. *AJR Am J Roentgenol* 1987; 149: 689-92.
32. Hundley WG, Hillis LD, Hamilton CA, Applegate RJ, Herrington DM, Clarke GD, Braden GA, Thomas MS, Lange RA, Peshock RM, Link KM: Assessment of coronary arterial stenosis with phase-contrast magnetic resonance imaging measurements of coronary flow reserve. *Circulation* 2000; 101(20): 2375-81.
33. Schwittler J, DeMarco T, Kneifel S, von Schulthess GK, Jorg MC, Arheden H, Ruhm S, Stumpe K, Buck A, Parmley WW, Luscher TF, Higgins CB: Magnetic resonance-based assessment of global coronary flow and flow reserve and its relation to left ventricular functional parameters: a comparison with positron emission tomography. *Circulation* 2000; 101(23): 2696-702.

Resonancia magnética en las enfermedades de la aorta

J. A. San Román, J. M. Sierra* y F. Fernández-Avilés
Instituto de Ciencias del Corazón (ICICOR). Hospital Universitario. Valladolid.
*Centro Diagnóstico de Valladolid.

Solamente en los últimos años se ha considerado la resonancia magnética (RM) como parte integrante del arsenal diagnóstico en cardiología. Esto se debe a que, a pesar de las evidentes ventajas de la RM (altísima calidad de la imagen, carácter no invasivo, ausencia de radiación), la movilidad del corazón exige técnicas de imagen cuya adquisición y lectura de los datos sea muy rápida. Este aspecto no es crucial en el estudio de la aorta por razones obvias y, por ello, la utilidad de la RM en la patología aórtica está ampliamente demostrada y sus indicaciones claramente establecidas.

En este artículo comentaremos qué secuencias debe incluir el estudio de la aorta, la utilidad de la RM en las diferentes enfermedades de la aorta y, por último, compararemos la RM con otras técnicas de imagen que se emplean tradicionalmente en este contexto.

ESTUDIO DE LA AORTA CON RM

Todos los estudios se harán con sincronización del electrocardiograma. Cuando se haga cine-RM es conveniente que se realicen secuencias cortas con suspensión de la respiración para hacer el estudio lo más corto posible. En la valoración del síndrome aórtico agudo esto es esencial.

La valoración de la aorta con RM debe incluir el estudio de su morfología y de su función (fig. 1). Para el estudio de la morfología se empleará el espín eco potenciado en T1 que es una técnica en la que la sangre no da señal y, por tanto, las paredes de la aorta se muestran con nitidez¹. Generalmente, se harán unos cortes axiales y sagitales, y, en alguna ocasión, coronales que incluirán los troncos supraaórticos y la aorta abdominal cuando sea necesario. Es conveniente, obtener un corte sagital oblicuo para visualizar la aorta ascendente, el cayado y la aorta descendente torácica en una sola imagen. La técnica de espín eco ofrece una alta resolución espa-

cial para definir la anatomía de la aorta y su relación con estructuras adyacentes aunque requiere tiempo y debe interpretarse con precaución debido a la frecuencia de artefactos secundarios a la respiración y al flujo sanguíneo lento. Existen algunas secuencias rápidas que tienen la ventaja de que se adquieren en pocos segundos pero no son tan fiables ni reproducibles como el espín eco.

El gradiente eco o cine-RM ofrece imágenes de un ciclo cardíaco y la sangre aparece brillante. Es útil para el estudio funcional aórtico¹. El flujo turbulento se muestra como ausencia de señal y puede ayudarnos para conocer la dirección del flujo en la coartación de aorta o para demostrar la presencia de insuficiencia aórtica. Además, nos guiará en la realización de mapas de velocidad con los que puede calcularse la velocidad y el flujo en la zona de la aorta que nos interese.

Finalmente, la aortografía tridimensional tras la inyección por una vena periférica de contraste magnético es una técnica simple que puede realizarse con la mayoría de los aparatos disponibles en 20-40 segundos². Es importante calcular con antelación el tiempo que transcurre desde que se inyecta el contraste hasta que aparece en la aorta para entonces realizar la secuencia. La aorta y sus ramas pueden verse desde cualquier punto con una calidad de imagen superior a la de la aortografía clásica.

Si es necesario, el estudio puede completarse con la valoración de la válvula aórtica y del resto de válvulas cardíacas, de las dimensiones de las cámaras cardíacas, de la función ventricular y del espacio pericárdico.

SÍNDROME AÓRTICO AGUDO

El término «síndrome aórtico agudo» ha sido recientemente acuñado^{3,4} y engloba a la disección aórtica clásica, el hematoma intramural y la úlcera aórtica. Las tres entidades, si bien pueden tener una

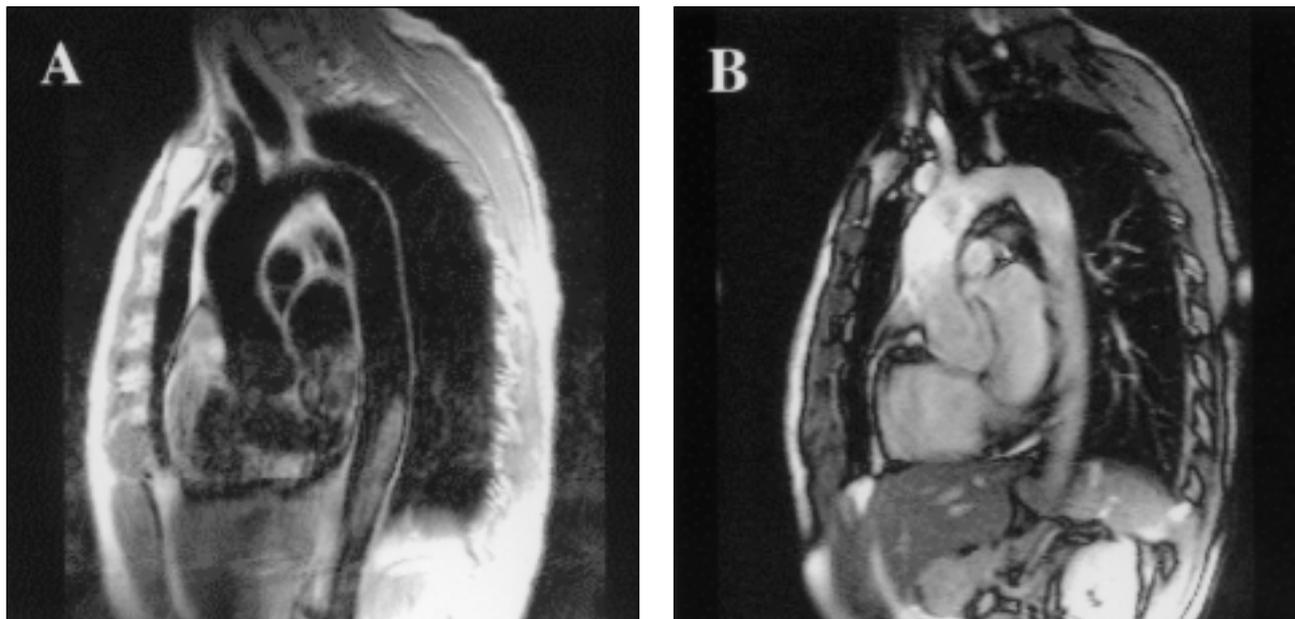


Figura 1.—A) Técnica de espín eco. Corte sagital oblicuo en el que se observa una aorta ascendente, cayado y aorta descendente normales; B) Técnica de gradiente eco empleada para el mismo corte.

etiología y unas características morfológicas diferentes, tienen un curso clínico y un pronóstico similar. El interés práctico de englobar a estas aortopatías en un único síndrome radica en que ante un paciente con dolor aórtico y características clínicas compatibles la actitud diagnóstica no debe encaminarse exclusivamente a descartar disección aórtica clásica sino que debe incluir el hematoma intramural y la úlcera aórtica. Por otra parte, el hematoma intramural es una entidad dinámica que puede evolucionar a una disección clásica en pocas horas y la úlcera se acompaña de un hematoma intramural en la mayoría de los casos.

Disección aórtica clásica

El diagnóstico de la disección aórtica clásica radica en la visualización del colgajo que, como ha sido demostrado⁵, no es medial sino intimomedial. Este separa la luz verdadera de la luz falsa. En la mayoría de los casos existe una puerta de entrada, generalmente perpendicular al eje largo de la aorta, que ha originado la disección por donde penetra la sangre cuya presión forma la luz falsa. La puerta de entrada suele situarse en la aorta ascendente o en la porción proximal de la aorta descendente. Aunque muchos pacientes tienen una puerta de reentrada en la zona distal de la disección, ésta difícilmente se observa con las técnicas de imagen actuales. También

pueden existir puntos de comunicación que no son puertas de reentrada sino que se forman al separarse el colgajo del resto de la pared aórtica en las zonas correspondientes al origen de las arterias intercostales y lumbares. El estudio de la disección aórtica con RM debe incluir los siguientes aspectos¹: 1) diagnóstico de la disección, es decir, demostración del colgajo; 2) extensión proximal y distal; 3) demostración de la puerta de entrada; 4) distinción entre la luz verdadera y la luz falsa; 5) estudio de la válvula aórtica; 6) afectación de las arterias coronarias, los troncos supraaórticos y otras ramas aórticas; 7) estudio de la función ventricular, y 8) valoración del derrame pericárdico. Todos estos aspectos son importantes tanto para el pronóstico como para la elección del tratamiento más adecuado⁶.

Demostración del colgajo

Poco después de su introducción en la clínica, se demostró que los cortes axiales realizados con espín eco visualizaban con claridad el colgajo⁷ que es una estructura lineal con una intensidad de señal media que separa dos zonas sin señal que corresponden a las luces verdadera y falsa. El gradiente eco, igual que el estudio con gadolinio, muestra el colgajo como una línea de baja intensidad de señal que separa dos zonas de alta intensidad de señal, las luces verdadera y falsa (fig. 2).



Figura 2.—Diseción de aorta. Técnica de gradiente eco. Se observa el colgajo en la aorta ascendente, cayado y aorta descendente.

No debe confundirse el colgajo con el tronco braquiocefálico venoso que es anterior al cayado, ni con el receso pericárdico superior situado alrededor de la aorta ascendente.

Extensión proximal y distal

Una vez diagnosticada la diseción es esencial saber con exactitud dónde empieza y dónde termina pues es el factor principal en el pronóstico y en la elección del tratamiento. Para ello, debe seguirse el colgajo proximal y distalmente hasta donde desaparezca.

Demostración de la puerta de entrada

Se caracteriza por la discontinuidad localizada del colgajo. Generalmente es perpendicular al eje largo de la aorta por lo que los planos axiales suelen ser los que mejor visualizan la puerta de entrada y suele localizarse en la aorta ascendente unos centímetros por encima de la válvula aórtica o en el comienzo de la aorta descendente inmediatamente distal a la arteria subclavia izquierda. Debido a que la velocidad de la sangre puede aumentar a ese nivel, el gradiente eco puede mostrar una ausencia de señal.

Distinción entre la luz verdadera y la luz falsa

La luz verdadera aumenta de tamaño en la sístole, suele ser más pequeña que la luz falsa y tie-

ne una pared externa más gruesa. Debido a que la velocidad de la sangre es menor en la luz falsa, ésta tiene una intensidad de señal menor en el eco de gradiente y mayor en el espín eco. En algunas ocasiones se observan membranas que van desde la pared externa de la luz falsa hasta el colgajo y que identifican a la luz falsa⁸. Si el flujo en la luz falsa es lento la señal es de intensidad media en las imágenes de espín eco y baja en el gradiente eco y puede ser muy difícil de distinguir de un trombo. Generalmente, en el gradiente eco la señal es cambiante si se trata de flujo lento. Para distinguir el flujo lento del trombo puede ser necesario administrar gadolinio que aumenta la señal si se trata de flujo y no cambia la señal del trombo.

Estudio de la válvula aórtica

Es importante conocer la existencia, severidad y causa de la insuficiencia aórtica. Si bien todo ello puede hacerse con RM, se requiere mucho tiempo pues hay que hacer unos cortes transversales y longitudinales de la aorta, un mapa de velocidad y un cálculo del volumen de eyección del ventrículo izquierdo. En general, no se incluye en la valoración del síndrome aórtico agudo dado que se puede hacer de manera rápida con la ecocardiografía.

Afectación de las arterias coronarias, los troncos supraaórticos y otras ramas aórticas

El origen de las arterias coronarias, los troncos supraaórticos y las ramas abdominales de la aorta suelen verse con claridad en las secuencias de espín eco y en el estudio con gradiente eco por lo que la RM es una técnica ideal para valorar la relación de esos vasos con la diseción. Puede ocurrir que los vasos estén disecados o que salgan de la luz falsa. La aortografía tras la inyección de gadolinio ha demostrado su utilidad en la valoración del árbol vascular en la diseción aórtica⁹.

Estudio de la función ventricular

La función ventricular tiene un gran impacto sobre el pronóstico de los pacientes en el caso de que sean operados. En general, la función global está conservada. El mayor interés de valorar la función ventricular en pacientes con síndrome aórtico agudo radica en que la presencia de alteraciones segmentarias de la contractilidad hace sospechar que la arteria coronaria que irriga la zona

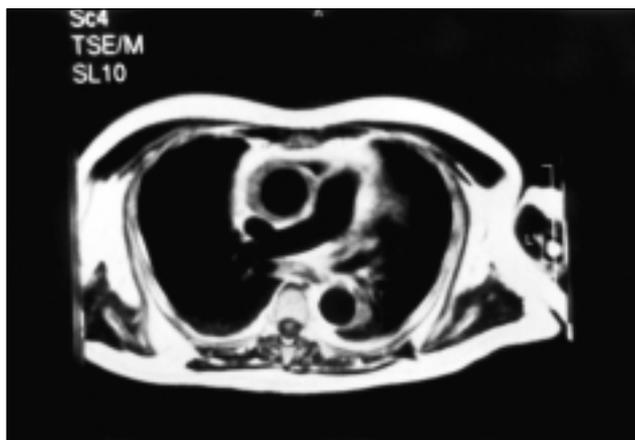


Figura 3.—Técnica de espín eco. Corte axial. Se observa un hematoma intramural de la aorta ascendente.

afectada está comprometida. En el caso de que no se diagnostique un síndrome aórtico agudo, es indicativa de que el paciente tiene un síndrome coronario agudo.

Valoración del derrame pericárdico

La presencia de derrame pericárdico en una disección de la aorta ascendente puede ser secundaria a la rotura de la luz falsa en el saco pericárdico o a la sufusión de sangre desde la luz falsa. En cualquier caso, es un signo de mal pronóstico. En las primeras 24 horas se caracteriza por una densidad media en el espín eco y alta en el gradiente eco. Si la intensidad de señal es baja y alta, respectivamente, el derrame no será hemático.

Hematoma intramural aórtico

El hematoma intramural aórtico se define como una disección sin puerta de entrada. Suele tener forma semilunar aunque en ocasiones afecta a toda la circunferencia aórtica. La falsa luz es originada por una hemorragia en la media que es dividida en dos partes. La hemorragia queda contenida por la adventicia y la íntima. En algunos casos hay sangre líquida en el interior y el colgajo puede ser visto¹⁰. Es característico el comportamiento dinámico del hematoma que puede evolucionar en horas hacia una disección clásica¹⁰⁻¹³. Su pronóstico depende de la localización y es similar al de la disección clásica¹⁴.

En la RM se observa un engrosamiento semilunar o redondeado de la pared aórtica con una in-

tensidad de la señal diferente de la de la pared aórtica y que depende de la edad del hematoma (fig. 3). El gradiente eco y la aortografía con gadolinio demuestran la ausencia de flujo en el interior del hematoma. Aunque no se ha estudiado en profundidad, la intensidad de la señal en el hematoma intramural varía con el tiempo. Así, se ha visto que en los primeros días es intermedia en las secuencias de espín eco y de gradiente eco y que tiende a aumentar con el tiempo¹¹. Se ha sugerido que el mantenimiento de una intensidad intermedia de la señal es indicativo de hemorragia activa y predice una mala evolución clínica¹¹. Según la intensidad de la señal en las secuencias potenciadas en T1 y en T2, se han identificado en la hemorragia cerebral cinco patrones diferentes que se corresponden con el tiempo transcurrido desde el inicio de la hemorragia¹⁵. Teóricamente sería posible, por tanto, conocer con exactitud la edad del hematoma y distinguir entre hematoma intramural y trombo mural en un aneurisma o luz falsa trombada en una disección crónica. No hay, sin embargo, ningún estudio sobre la evolución del hematoma intramural con RM.

Úlcera penetrante aórtica

La úlcera penetrante aórtica se define como una ulceración de una lesión arteriosclerótica que atraviesa la capa elástica interna y llega hasta la capa media aórtica^{3,16}. Esta lesión puede acompañarse de hematoma intramural alrededor. La úlcera puede evolucionar y formar un aneurisma, puede romper la adventicia y provocar una rotura aórtica que si queda contenida dará lugar a un pseudoaneurisma y, finalmente, puede dar lugar a una disección clásica^{3,16}. Son lesiones localizadas que se sitúan frecuentemente en la aorta torácica descendente. En la RM se ha observado que la úlcera puede acompañarse de hematoma intramural localizado o que abarca toda la aorta descendente que se caracteriza por un aumento de la intensidad de la señal en las imágenes potenciadas en T1 y en T2¹⁷.

DISECCIÓN AÓRTICA CRÓNICA

En los pacientes que no han sido operados es esencial un seguimiento continuo de su enfermedad. Con el tiempo la luz falsa puede dilatarse dado que sus paredes son incompletas y, por tanto, más débiles. La rotura de la luz falsa es la causa más frecuente de muerte en la disección crónica¹⁸. También puede trombosarse completamente con lo que este riesgo desaparece pero el proceso trombótico podría ocluir alguna rama aórtica o provocar

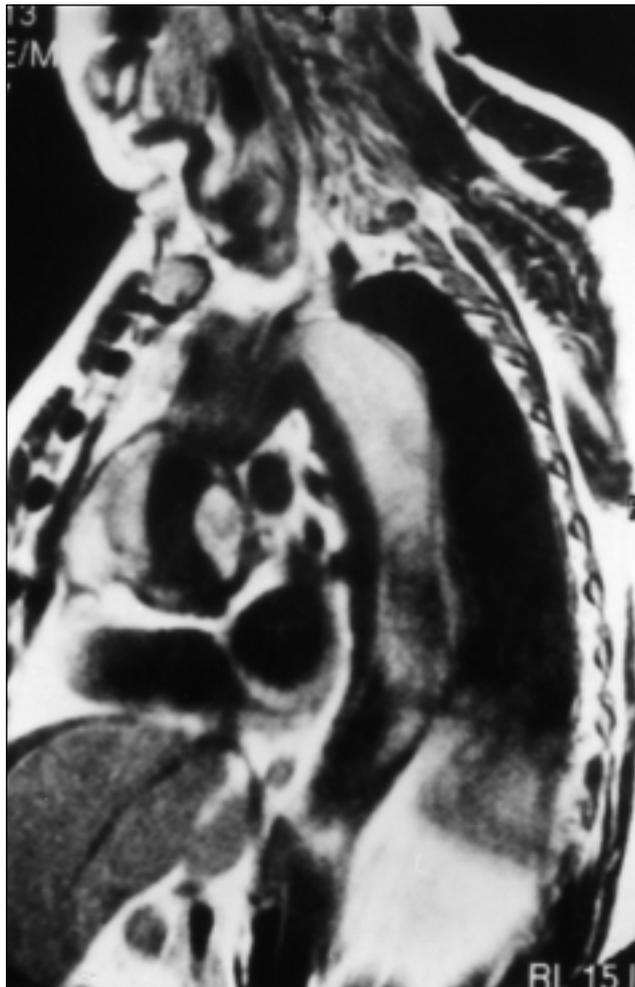


Figura 4.—En esta imagen oblicua sagital puede observarse el hematoma alrededor del tubo protésico que ha sido colocado en la aorta ascendente.

una estenosis supraaórtica¹⁹. La RM es una técnica ideal en el seguimiento de estos pacientes tanto para controlar el tamaño de la aorta como para valorar la trombosis y posible afectación de las ramas²⁰.

ANEURISMA AÓRTICO

Los pacientes con aneurismas de la aorta deben ser controlados periódicamente. Valorar el tamaño del aneurisma y la relación con las ramas aórticas es esencial y en el caso de que se superen determinadas medidas está indicada la cirugía pues el riesgo de rotura es superior al de la cirugía. La indicación quirúrgica se establecerá en base a la medida del aneurisma, pero habrá que considerar también la lo-

calización, la experiencia del equipo quirúrgico y la patología acompañante como el síndrome de Marfán²¹. La RM es una técnica ideal debido a la alta calidad de la imagen y la reproducibilidad de la exploración. Para caracterizar el aneurisma se utiliza el espín eco en los cortes axial, coronal y sagital. Es sencillo identificar el trombo mural como una zona semilunar de densidad intermedia y diferente a la de la luz. El gradiente eco y la aortografía con contraste, si quedan dudas, completan el examen al permitir valorar la relación del aneurisma con las ramas aórticas^{2,9}.

VALORACIÓN POSTOPERATORIA

La cirugía de la aorta es compleja y produce unos cambios anatómicos que no deben ser confundidos con alteraciones patológicas que pueden requerir una nueva cirugía. Habitualmente se utiliza una prótesis que se conecta de forma término-terminal a las porciones proximal y distal de la aorta nativa. En ocasiones se deja la pared nativa de la aorta alrededor del tubo protésico para contener la hemorragia en el caso de que se produzca. Si es necesario sustituir la válvula aórtica se incluye una prótesis aórtica en la porción proximal del tubo protésico. Cuando el tubo se coloca en la porción proximal de la aorta ascendente existen varios procedimientos para la reconexión de las arterias coronarias a la prótesis.

La existencia de un hematoma alrededor del tubo protésico en los días posteriores a la cirugía es la norma (fig. 4). Si no se reabsorbe, con el tiempo puede permanecer estable o comprimir la prótesis y provocar una estenosis supraaórtica²². La demostración de flujo por fuera del tubo protésico es diagnóstico de pseudoaneurisma (también llamado falso aneurisma) y debe considerarse como algo patológico²³. La fuga de sangre se produce en las zonas de sutura, generalmente en la sutura de las arterias coronarias al tubo protésico. Sin embargo, algún autor ha observado con RM la existencia de flujo alrededor de la prótesis que ha permanecido largo tiempo en pacientes asintomáticos²⁴. No debe olvidarse, por supuesto, el estudio de la luz falsa que permanece distal al tubo protésico en casi todas las disecciones pues, de la misma manera que en la disección crónica, puede dilatarse y romperse.

Varios autores han demostrado la capacidad de la RM para estudiar a los pacientes que han sido operados de una disección o un aneurisma aórtico²⁵⁻²⁸. Se considera que un engrosamiento de hasta 10 mm alrededor del tubo protésico representa un hematoma que puede permanecer en el tiempo^{27,28}. Un engrosamiento mayor de 10 mm suele acompañarse de dehiscencia de alguna sutura y escape de la sangre fuera de la luz vascu-

lar^{27,28}. La RM es ideal para el diagnóstico morfológico de los pseudoaneurismas²⁷⁻²⁹ y se ha visto que la heterogeneidad en la intensidad de la señal alrededor del tubo aórtico sugiere su presencia²⁸. También se ha demostrado la utilidad de la administración de contraste magnético para detectar el origen del escape de sangre²⁸. Finalmente, otro hallazgo frecuente es la dilatación de la aorta distal al tubo protésico²⁵.

ATEROMATOSIS AÓRTICA

El interés en demostrar placas de ateroma en la aorta radica en varios aspectos. Por una parte, existe una relación independiente entre la presencia de ateromatosis en la aorta y los accidentes embólicos cerebrales y periféricos³⁰. Además, es un marcador de enfermedad coronaria³¹. Por último, se ha observado que la presencia de placas en la aorta aumenta la probabilidad de un accidente embólico durante el cateterismo cardíaco³² y la cirugía cardíaca³³. Aunque la técnica más empleada para el diagnóstico de ateromatosis aórtica ha sido la ecocardiografía transesofágica, la RM tiene la ventaja teórica de que examina en profundidad la aorta abdominal y la porción distal de la aorta ascendente que no pueden verse con ecocardiografía transesofágica. Recientemente se ha visto que la RM puede valorar la composición de la placa combinando secuencias potenciadas en T1, en T2 y con densidad protónica³⁴.

ENFERMEDADES CONGÉNITAS

Dado que la RM es ideal para el estudio de la morfología de los grandes vasos y de su relación con otras estructuras anatómicas, es de gran utilidad en el diagnóstico de las anomalías del arco aórtico³⁵. La malformación más frecuente consiste en que la arteria subclavia derecha se origina a la izquierda del arco aórtico y sigue un recorrido posterior al esófago y hacia la derecha. Suele ser asintomática y se reconoce de forma accidental. Raramente produce compresión esofágica. También puede ocurrir que la arteria subclavia izquierda se origine a la derecha del arco aórtico. Otra anomalía congénita relativamente frecuente es el arco aórtico derecho que se asocia habitualmente a otras cardiopatías congénitas, principalmente a la tetralogía de Fallot. Finalmente, el doble arco aórtico se acompaña de síntomas en muchos casos al comprimir la tráquea y el esófago.

La coartación aórtica se caracteriza por una obstrucción de la aorta localizada generalmente

en la zona del ligamento arterioso inmediatamente después del origen de la arteria subclavia izquierda. Si la coartación es severa se desarrolla una red de vasos colaterales que conecta los vasos que se originan en la aorta antes de la coartación con los que se originan después de la coartación. Aunque la forma habitual de valorar la severidad de una coartación aórtica se basa en la medición de la velocidad a través de la obstrucción, debe tenerse en cuenta que cuanto más desarrollados estén los vasos colaterales, lo cual indica que la coartación es severa, menor será la velocidad a través de la coartación. Además, la cantidad de flujo colateral es esencial para planear la cirugía y evitar la isquemia de la médula espinal. Por tanto, es importante disponer de algún método que pueda valorar este aspecto. El espín eco³⁶ y el gradiente eco³⁷ caracterizan la morfología de la coartación de forma adecuada. Se ha demostrado también una buena correlación entre la medición de la velocidad con ecocardiografía-Doppler y con mapas de velocidad de RM^{38,39}. La ventaja adicional de la RM es que puede valorar la cantidad de flujo colateral. Se ha visto que en pacientes con coartación aórtica severa el flujo de la aorta torácica distal es mayor que el flujo en la aorta inmediatamente anterior a la coartación (ver página 34, figura 8). La diferencia, que debe corresponder teóricamente al flujo recibido por los vasos intercostales, tiene una excelente correlación con el gradiente clínico y con el porcentaje de estenosis³⁹. Otra forma de valorar los vasos colaterales es mediante la angiografía con RM⁴⁰. En los pacientes que han sido operados hay que valorar no sólo la morfología, la velocidad y el flujo a través de las colaterales sino también la existencia de aneurismas que con relativa frecuencia pueden formarse por lo que la RM es esencial⁴¹.

COMPARACIÓN DE LAS TÉCNICAS DIAGNÓSTICAS

Además de la RM, otras técnicas diagnósticas tienen una alta capacidad diagnóstica en la patología aórtica. Estas son la ecocardiografía transesofágica (ETE), la tomografía computadorizada (TC) y la angiografía convencional⁴². Clásicamente esta última ha sido considerada el «patrón oro». El alto rendimiento diagnóstico de las otras técnicas junto con el carácter invasivo y la radiación a la que es sometido el paciente han hecho que apenas se utilice en el momento actual excepto en situaciones concretas. Los resultados de la ETE son excelentes (fig. 5) si bien debe reconocerse que es dependiente del operador y que en el estudio de la aorta tiene la desventaja de que el bronquio principal de-

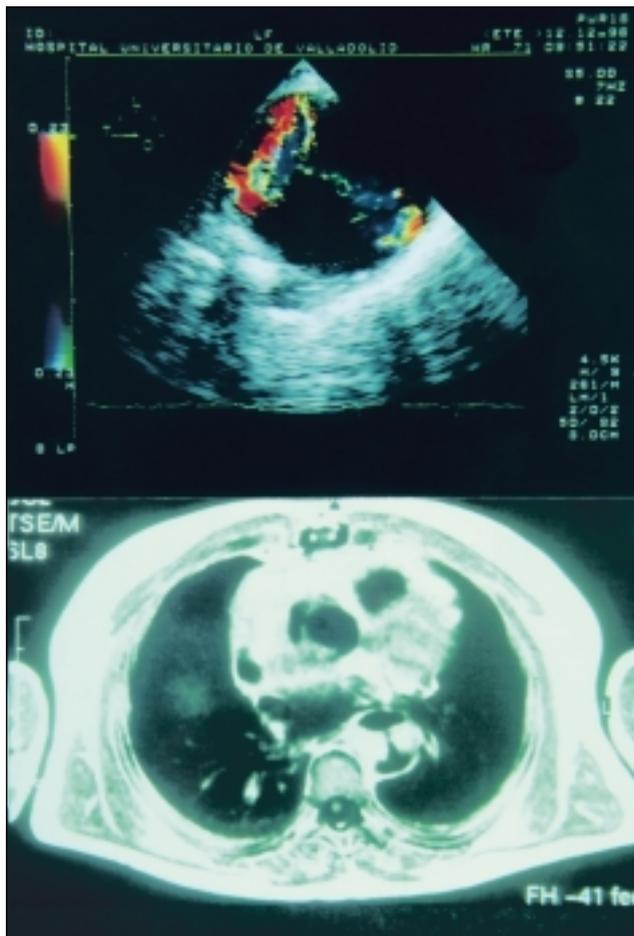


Figura 5.—Comparación de la ETE (superior) y la RM (inferior) en un paciente con disección de aorta. Las imágenes han sido obtenidas al mismo nivel y corresponden a un punto de comunicación. La luz verdadera y el flujo a través del punto de comunicación corresponden al color en la ETE y a la ausencia de señal en la RM.

recho impide la visualización de la porción distal de la aorta ascendente. La TC exige radiar al paciente y, para el diagnóstico de la patología aórtica, requiere la inyección de contraste yodado intravenoso. La RM no radia al paciente, no requiere la utilización de contraste (si se utiliza es no yodado) y permite una visualización completa de la aorta. Además, ofrece una altísima calidad de la imagen que es independiente del operador. Sus inconvenientes fundamentales son que no puede hacerse a la cabecera del enfermo ni en pacientes intubados, que el tiempo necesario para hacer un examen completo es mayor que el de la ETE o la TC y que no puede hacerse en pacientes con marcapasos u otros materiales ferromagnéticos. En la tabla I se

Tabla I Comparación de diferentes técnicas en el diagnóstico y seguimiento de la patología aórtica

	RM	ETE	TC	ANG
Síndrome aórtico agudo	++	+++	++	++
Disección aórtica crónica	+++	+++	+++	—
Aneurisma aórtico	+++	+++	+++	++
Valoración postoperatoria	+++	++	++	—
Ateromatosis aórtica	++	+++	++	—
Coartación aórtica	+++	++	—	++

comparan las diversas técnicas en el diagnóstico de la patología aórtica.

En el diagnóstico del síndrome aórtico agudo las cuestiones mencionadas deben primar a la hora de decidir cuál técnica debe ser empleada. Aunque algún estudio sugiere que la RM es superior a la ETE y a la TC en el diagnóstico de la disección aórtica^{43,44}, la mayoría de los autores consideran que el rendimiento diagnóstico es similar^{6,42,45,46}. La técnica de elección es la ETE^{6,42,45} porque ofrece toda la información necesaria que incluye la localización de la disección, del hematoma intramural o de la úlcera aórtica y el estado de la válvula aórtica en muy poco tiempo. De no estar disponible habría que combinar un ecocardiograma transtorácico con la TC⁴⁷ o la RM. Podría también optarse por la angiografía convencional aunque debe tenerse presente que con una angiografía normal no puede excluirse el diagnóstico de hematoma intramural⁴⁸.

En la disección aórtica crónica, el aneurisma aórtico y la valoración postoperatoria la ETE, la TC y la RM ofrecen un rendimiento similar. Pocos estudios comparan las técnicas^{20,24} pero dadas las ventajas de la RM que ya se han comentado previamente creemos que debe ser considerada el método de elección para el diagnóstico y, sobre todo, el seguimiento de estas patologías.

Todos los estudios en los que se demuestra una relación entre el embolismo central y periférico y la ateromatosis aórtica han sido hechos con ETE por lo que debe considerarse el método de elección en el estudio de la ateromatosis aórtica. Sin embargo, es cuestión de tiempo que se hagan estudios con la RM y parece lógico pensar que los resultados serán, al menos, similares a los obtenidos con ETE.

Finalmente, el diagnóstico y la valoración de la severidad de la coartación de aorta se hace de forma sencilla con la ecocardiografía transtorácica. La RM debería complementar el diagnóstico

para valorar con precisión la morfología y la cantidad de flujo que pasa a través de la circulación colateral. En el seguimiento postquirúrgico, sin duda, la RM es la técnica de elección.

BIBLIOGRAFÍA

1. Ferreirós J, Higgins CB: Resonancia magnética y disección de aorta. En: Vilacosta I, San Román JA, eds. *Disección aórtica*. Madrid: Harcourt Brace; 1997. p. 71-82.
2. Ho VB, Prince MR, Dong Q: Magnetic resonance imaging of the aorta and branch vessels. *Coronary Artery Dis* 1999; 10: 141-9.
3. Vilacosta I, San Román JA, Aragoncillo P y cols.: Penetrating atherosclerotic ulcer: documentation by transesophageal echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1998; 32: 83-9.
4. Vilacosta I, San Román JA: Acute aortic syndrome. *Heart* 2001 (en prensa).
5. Vilacosta I, Castillo JA, San Román JA, Rollán MJ, Aragoncillo P, Sánchez-Harguindey L: New echo-anatomical correlations in aortic dissection. *Eur Heart J* 1995; 16: 126-8.
6. San Román JA, Vilacosta I, Fernández-Avilés F: Disección aórtica: evaluación clínica, comparación de las técnicas diagnósticas y elección del tratamiento. *Rev Esp Cardiol* 1996; 49 (Supl. 4): 2-12.
7. Amparo EG, Higgins CB, Hricack H, Sollitto R: Aortic dissection: magnetic resonance imaging. *Radiology* 1985; 155: 399-406.
8. Williams DM, Joshi A, Dake MD, Deeb GM, Miller DC, Abrams GD: Aortic cobwebs: an anatomic marker identifying the false lumen in aortic dissection. Imaging and pathologic correlation. *Radiology* 1994; 190: 167-74.
9. Krinsky GA, Rofsky NM, DeCorato DR y cols.: Thoracic aorta: gadolinium-enhanced three-dimensional MR angiography with conventional MR imaging. *Radiology* 1997; 202: 183-93.
10. Vilacosta I, San Román JA, Ferreirós J y cols.: Natural history and serial morphology of aortic intramural hematoma: a novel variant of aortic dissection. *Am Heart J* 1997; 134: 495-507.
11. Murray JG, Manisali M, Flamm SD y cols.: Intramural hematoma of the thoracic aorta: MR image findings and their prognostic implications. *Radiology* 1997; 204: 349-55.
12. Nienaber CA, von Kodolitsch Y, Petersen B y cols.: Intramural hemorrhage of the thoracic aorta: diagnostic and therapeutic implications. *Circulation* 1995; 92: 1465-72.
13. Krinsky G, Ribakove GH: Spontaneous progression of ascending aortic intramural hematoma to Stanford type A dissection fortuitously witnessed during an MR examination. *J Comput Assist Tomogr* 1999; 23: 966-8.
14. Maraj R, Rerkpattanapipat P, Jacobs LE, Makornwattana P, Kotler MN: Metaanalysis of 143 reported cases of aortic intramural hematoma. *Am J Cardiol* 2000; 86: 664-8.
15. Bradley WG: MR appearance of hemorrhage in the brain. *Radiology* 1993; 189: 15-26.
16. Hayashi H, Matsuoka Y, Sakamoto I y cols.: Penetrating atherosclerotic ulcer of the aorta: imaging features and disease concept. *Radiographics* 2000; 20: 995-1005.
17. Yucler K, Steinberg FL, Egglin TK, Geller SC, Waltman AC, Athanasoulis CA: Penetrating aortic ulcers: diagnosis with MR imaging. *Radiology* 1990; 177: 779-81.
18. De Bakey ME, McCollum CH, Crawford ES y cols.: Dissection and dissecting aneurysm of the aorta: twenty year follow-up of five hundred seventy patients treated surgically. *Surgery* 1982; 92: 1118-34.
19. Vilacosta I, San Román JA, Aragoncillo P y cols.: Supravalvular aortic stenosis in aortic dissection. *Am J Cardiol* 1998; 81: 1271-3.
20. Masani ND, Banning AP, Jones RA, Ruttley MS, Fraser AG: Follow-up of chronic thoracic aortic dissection: comparison of transesophageal echocardiography and magnetic resonance imaging. *Am Heart J* 1996; 131: 1156-63.
21. Ergin MA, Spielvogel D, Apaydin A y cols.: Surgical treatment of the dilated ascending aorta: when and how? *Ann Thorac Surg* 1999; 67: 1834-9.
22. Vilacosta I, Camino A, San Román JA y cols.: Supravalvular aortic stenosis after replacement of the ascending aorta. *Am J Cardiol* 1992; 70: 1505-7.
23. San Román JA, Vilacosta I, Castillo JA, Rollán MJ, Sánchez-Harguindey L: Role of transesophageal echocardiography in the assessment of patients with composite aortic grafts utilized for therapy of acute aortic dissection. *Am J Cardiol* 1994; 73: 519-21.
24. Rofsky NM, Weinreb JC, Grossi EA y cols.: Aortic aneurysm and dissection: normal MR imaging and CT findings after surgical repair with the continuous-suture graft-inclusion technique. *Radiology* 1993; 186: 195-201.
25. White RD, Ulliyot DJ, Higgins CB: MR imaging of the aorta after surgery for aortic dissection. *Am J Roentgenol* 1988; 150: 87-92.
26. Pucillo AL, Schechter AG, Moggio RA, Kay RH, Tenner MS, Herman MV: Postoperative evaluation of ascending aortic prosthetic conduits by magnetic resonance imaging. *Chest* 1990; 97: 106-110.
27. Gaubert JY, Moulin G, Mesana T y cols.: Type A dissection of the thoracic aorta: use of MR imaging for long-term follow-up. *Radiology* 1995; 196: 363-9.
28. Fattori R, Descovich B, Bertaccini P y cols.: Composite graft replacement of the ascending aorta: leakage detection with gadolinium-enhanced MR imaging. *Radiology* 1999; 212: 573-7.
29. Bartoli JM, Gaubert JY, Mesana T, Moulin G, Kasbarian M: Periprosthetic false aneurysm after Bentall procedure: diagnosis by MRI. *Ann Radiol* 1991; 3: 167-71.
30. Jones EF, Kalman JM, Calafiore P y cols.: Proximal aortic atheroma: an independent risk factor for cerebral ischemia. *Stroke* 1995; 26: 218-24.
31. Fazio GP, Redberg RF, Winslow T, Schiller NB: Transesophageal echocardiographically detected atherosclerotic aortic plaque is a marker for coronary artery disease. *J Am Coll Cardiol* 1993; 21: 144-150.
32. Karalis DG, Quinn V, Victor MF y cols.: Risk of catheter-related emboli in patients with atherosclerotic debris in the thoracic aorta. *Am Heart J* 1996; 131: 1149-55.
33. Stern A, Tunick PA, Culliford AT y cols.: Protruding aortic arch atheromas: risk of stroke during heart surgery with and without aortic arch endarterectomy. *Am Heart J* 1999; 138: 746-52.
34. Fayad ZA, Nahar T, Fallon JT y cols.: *In vivo* magnetic resonance evaluation of atherosclerotic plaques in the human thoracic aorta. A comparison with transesophageal echocardiography. *Circulation* 2000; 101: 2503-9.
35. Gomes AS, Lois JF, George B y cols.: Congenital anomalies of the aortic arch: MR imaging. *Radiology* 1987; 165: 691-5.
36. Amparo EG, Higgins CB, Shafton EP: Demonstration of coarctation of the aorta by magnetic resonance imaging. *Am J Roentgenol* 1984; 143: 1192-4.
37. Didier D, Ratib O, Friedli B y cols.: Cine gradient echo MR imaging in the evaluation of cardiovascular diseases. *Radiographics* 1993; 13: 561-73.
38. 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: 1515-21.

39. Steffens JC, Bourne MW, Sakuma H, O'Sullivan M, Higgins CB: Quantification of collateral blood flow in coarctation of the aorta by velocity encoded cine magnetic resonance imaging. *Circulation* 1994; 90: 937-43.
40. Julsrud PR, Breen JF, Felmler JP y cols.: Coarctation of the aorta: collateral flow assessment with phase-contrast MR angiography. *Am J Roentgenol* 1997; 169: 1735-42.
41. Rees S, Somerville J, Ward C y cols.: Coarctation of the aorta: MR imaging in late postoperative assessment. *Radiology* 1989; 173: 499-502.
42. Vilacosta I, San Román JA, Méndez R: Comparación de las técnicas diagnósticas. En: Vilacosta I, San Román JA, eds. *Disección aórtica*. Madrid: Harcourt Brace; 1997. p. 99-109.
43. Nienaber CA, von Kodolitsch Y, Nicolas V y cols.: The diagnosis of thoracic aortic dissection by noninvasive imaging procedures. *N Engl J Med* 1993; 328: 1-9.
44. Laissy JP, Blanc F, Soyer P y cols.: Thoracic aortic dissection: diagnosis with transesophageal echocardiography versus MR imaging. *Radiology* 1995; 194: 331-6.
45. Cigarroa JE, Isselbacher EM, DeSanctis RW, Eagle KA: Diagnostic imaging in the evaluation of suspected aortic dissection. *N Engl J Med* 1993; 328: 35-43.
46. Sommer T, Feshke W, Holzknecht N y cols.: Aortic dissection: a comparative study of diagnosis with spiral CT, multiplanar transesophageal echocardiography, and MR imaging. *Radiology* 1996; 199: 347-52.
47. Tottle AJ, Wilde RP, Hartnell GG, Wisheart JD: Diagnosis of acute thoracic aortic dissection using combined echocardiography and computed tomography. *Clin Radiol* 1992; 45: 104-108.
48. Soto B, Latorre-Valencia DM: Angiografía y disección aórtica. En: Vilacosta I, San Román JA, eds. *Disección aórtica*. Madrid: Harcourt Brace; 1997. p. 33-41.

Cardio-RM en el estudio de las cardiopatías congénitas

M. T. Subirana, S. Pujadas y X. Borrás

Servicio de Cardiología. Hospital de Sant Pau. Barcelona.

La cardio-RM es una técnica de imagen de gran utilidad en el estudio de las cardiopatías congénitas¹⁻³, sobre todo en: 1) aquellos casos en que la ventana ecocardiográfica puede ser deficiente, como suele ocurrir en los pacientes adolescentes y adultos, especialmente después de cirugía⁴, y 2) cuando la anomalía se localiza a nivel de estructuras vasculares extracardiácas. Comparte con la ecocardiografía el ser una técnica no invasiva que proporciona secciones tomográficas de alta resolución, pero a diferencia de ésta, no tiene problemas de ventana (ausencia de interferencia con aire o hueso), y puede obtener imágenes en cualquier plano ortogonal u oblicuo.

Existen distintas modalidades de la técnica de cardio-RM. Las más habituales son la denominada *espín eco* que proporciona imágenes tomográficas estáticas de alta resolución, y la *gradiente eco* que ofrece la posibilidad de estudios dinámicos, a la vez que permite la visualización de fenómenos de turbulencia sanguínea, que se reconocen a través de la característica imagen de «ausencia de señal», dentro de la intensa señal procedente de la sangre, cuando el flujo es laminar. Un tercer método, útil también en el campo de las cardiopatías congénitas, pero que no forma parte del *software* de muchos equipos, es el de mapeo de fase de velocidades, a través del cual es posible cuantificar la velocidad del flujo y calcular el correspondiente gradiente en un punto determinado, así como, ante la presencia de un cortocircuito izquierda-derecha, determinar el flujo pulmonar y sistémico y cuantificar el Qp:Qs.

ESTUDIO SEGMENTARIO DE LAS CARDIOPATÍAS CONGÉNITAS

Para el estudio de una cardiopatía congénita, especialmente cuando es compleja, es necesario seguir un cierto orden, situar el corazón dentro del tórax, describir el situs cardíaco, las conexiones

venosas, las conexiones aurículo-ventriculares y ventrículo-arteriales, la posición de los grandes vasos, etc. Es lo que se denomina análisis segmentario del corazón. Parte de esta información puede obtenerse fácilmente a través de una radiografía de tórax, o incluso de un electrocardiograma, pero la mayoría de datos requieren, como mínimo, de la práctica de una ecocardiografía y/o cardio-RM.

ESTUDIO DEL SITUS AURICULAR Y DE LAS CONEXIONES VENOSAS

En primer lugar se debe indicar la posición del corazón dentro del tórax (levocardia, dextrocardia o mesocardia) (fig. 1), lo que fácilmente puede obtenerse con una cardio-RM. El siguiente paso es identificar cada aurícula. La aurícula morfológicamente derecha se caracteriza por poseer un apéndice auricular de forma triangular y con una amplia base de conexión al resto de la cavidad; en cambio, la aurícula morfológicamente izquierda es de paredes más lisas y posee un apéndice auricular más estrecho y digitiforme. Cuando la aurícula morfológicamente derecha está situada a la derecha se cataloga de «situs solitus», mientras que cuando es la aurícula morfológicamente izquierda la que está situada a la derecha se habla de «situs inversus» (fig. 1). Cuando la morfología de ambas aurículas es similar (morfológicamente derechas o izquierdas), se denomina «situs ambiguus», enfrentándonos a una situación de isomerismo auricular (derecho o izquierdo, respectivamente). La cardio-RM permite identificar las cavidades auriculares y por lo tanto catalogar el tipo de situs, lo que puede ser reforzado a través del análisis de la morfología de los bronquios principales y la identificación de cada bronquio principal, como morfológicamente derecho (se divide en tres ramas), o morfológicamente izquierdo (dos ramas), algo imposible para la ecocardiografía. Más

aún, como consecuencia de su amplio campo de visión puede identificar el «situs abdominal», generalmente concordante con el situs torácico⁵.

El drenaje venoso sistémico, en particular el de la vena cava inferior (VCI) puede complementar el estudio del situs auricular. La VCI, habitualmente está situada a la derecha de la columna vertebral y drena a la aurícula morfológicamente derecha, situada a la derecha, lo que corresponde al *situs solitus*. En el *situs inversus*, la VCI se sitúa a la izquierda de la columna vertebral (fig. 2) y drena a una aurícula morfológicamente derecha, situada a la izquierda. En el *situs ambiguus*, y dentro del contexto de un síndrome de poliasplenia, las venas suprahepáticas suelen drenar directamente a la cavidad auricular. Dicho síndrome se caracteriza por isomerismo auricular izquierdo, hígado central, múltiples bazos e interrupción de la VCI, con continuación del retorno venoso abdominal a través del sistema de la vena ácigos o hemiácigos. En el *situs ambiguus* asociado a un síndrome de asplenia, las dos aurículas son morfológicamente derechas, el hígado está situado en el centro y no existe bazo, soliendo estar la aorta y la VCI situadas al mismo lado de la columna vertebral, con la VCI en posición anterolateral. La cardio-RM, utilizando cortes axiales, coronales y sagitales permite ver el trayecto y drenaje de la VCI, pudiendo ser de gran ayuda para el diagnóstico del tipo de *situs*, aparte del de las anomalías del drenaje venoso sistémico.

Otra anomalía relativamente frecuente del drenaje venoso sistémico, es la existencia de una vena cava superior (VCS) izquierda persistente, habitualmente desembocando en un seno coronario dilatado. La cardio-RM permite con facilidad su diagnóstico. Ciertamente, la detección de un seno coronario dilatado, debe sugerir, en primer lugar, el diagnóstico de persistencia de una VCS izquierda, pero puede también ser expresión de otras patologías, como un drenaje venoso pulmonar anómalo o una fístula arterio-venosa, en ambos casos drenando a dicho seno; ello, sin olvidar aquellas cardiopatías que comportan una presión auricular derecha elevada, y en consecuencia dan lugar a un seno coronario dilatado.

En cuanto a las anomalías del drenaje venoso pulmonar, existen distintos tipos, según estén involucradas algunas o todas las venas pulmonares (parcial o total), y dependiendo de la zona de drenaje (a la aurícula derecha, a la VCS, a la VCI, al seno coronario,...) (fig. 3). La cardio-RM, tanto a través de la técnica de *espín eco*, como de la *gradiente eco* es muy útil en el diagnóstico de dicha anomalía, siendo su sensibilidad muy superior a la de la ecocardiografía (95% versus 38%) e incluso superior a la de la angiografía (69%)⁶. Habitual-

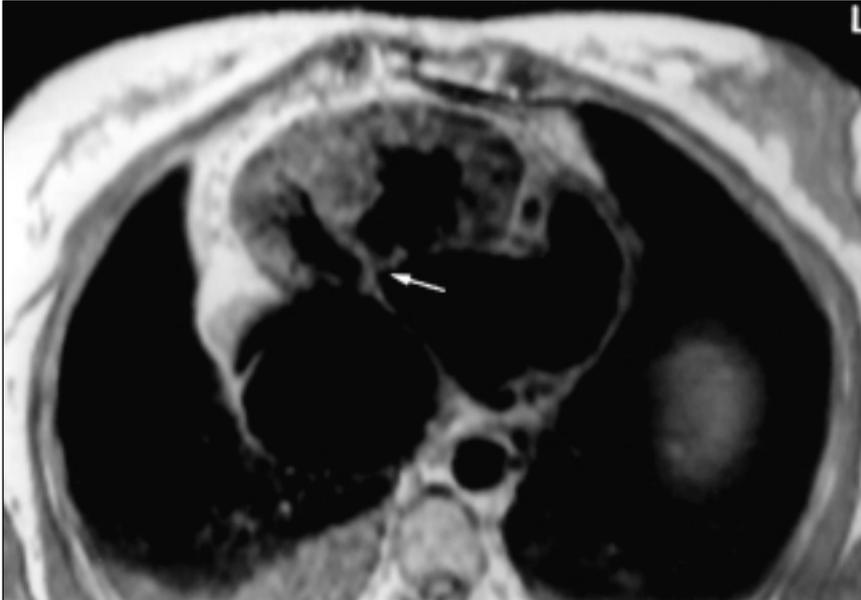


Figura 1.—Paciente afecto de una cardiopatía congénita compleja tipo transposición corregida de los grandes vasos. Un corte axial nos muestra: 1) corazón situado a la derecha (dextrocardia) con ápex dirigido también a la derecha, 2) apéndice auricular digitiforme a la izquierda, caracterizando a la aurícula como morfológicamente izquierda y, 3) inserción septal (flecha) de la válvula aurículo-ventricular situada a la izquierda más cerca del ápex que la de la derecha, indicando que se trata de una válvula auriculoventricular morfológicamente derecha, lo que identifica a dicho ventrículo como morfológicamente derecho, existiendo pues, una discordancia atrioventricular. L: marcador que identifica el lado izquierdo del paciente.

mente basta con los cortes axiales, pero en algunos casos, se debe recurrir a los coronales.

Un tipo de drenaje venoso pulmonar anómalo parcial es el que se suele observar asociado a una comunicación interauricular tipo seno venoso, cavado superior, en donde la vena pulmonar superior derecha drena a la aurícula derecha, o a la vena cava superior; en este último caso se observa en

los planos axiales un defecto en la pared lateral de la VCS, una imagen que ha sido descrita como signo del «anillo roto»⁷.

En el drenaje venoso pulmonar anómalo total, las cuatro venas pulmonares acostumbran a confluir en un colector común que puede desembocar a nivel de alguna estructura supradiaphragmática (intracardiaca o extracardiaca) o a nivel infra-



Figura 2.—Paciente con cardiopatía congénita compleja. Plano coronal en el que se observa la vena cava inferior (muy dilatada) (*), situada a la izquierda de la columna vertebral, drenado a una aurícula situada a la izquierda, y la aorta situada a la derecha, sugiriendo el diagnóstico de situs inversus.

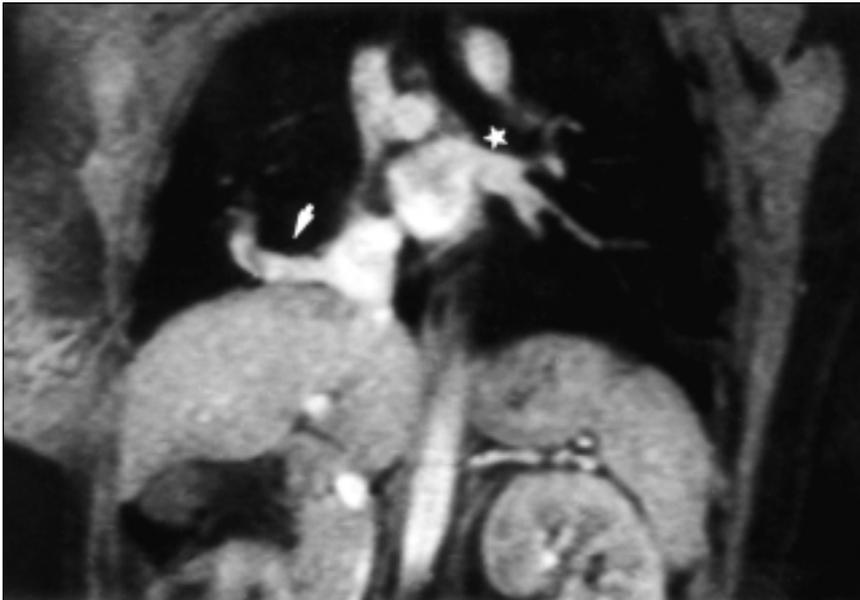


Figura 3.—Secuencia gradiente eco en un plano coronal que muestra un drenaje venoso pulmonar derecho anómalo a la aurícula derecha (flecha), cerca de la unión con la vena cava inferior, en un paciente con síndrome de la cimitarra. Nótese, asimismo, una vena pulmonar izquierda (*) drenando a la aurícula izquierda.

diafragmático (VCI o sistema porta). Como ejemplo de estructuras intracardiacas tenemos el drenaje del colector común en el seno coronario o en la aurícula derecha, mientras que a nivel extracardiaco, el drenaje puede realizarse a la VCS, la vena ácigos, la vena innominada, o a una VCS izquierda persistente. En los drenajes infradiaphragmáticos acostumbra a existir obstrucción a lo largo de la vía de drenaje, con la consiguiente hipertensión venosa pulmonar. En cualquiera de los casos, incluso en los más complejos, la cardio-RM,

dada la amplitud de campo visualizado, puede proporcionar la información necesaria para el diagnóstico; no obstante, puesto que la sintomatología suele iniciarse precozmente, en etapa neonatal, el diagnóstico suele realizarse con la ayuda de la ecocardiografía. La cardio-RM es más útil en el control postquirúrgico de estos pacientes, los cuales, con una frecuencia relativamente alta (5-20% de los casos)⁸, requerirán una reintervención, por lesión residual o por obstrucción del retorno venoso pulmonar⁹.

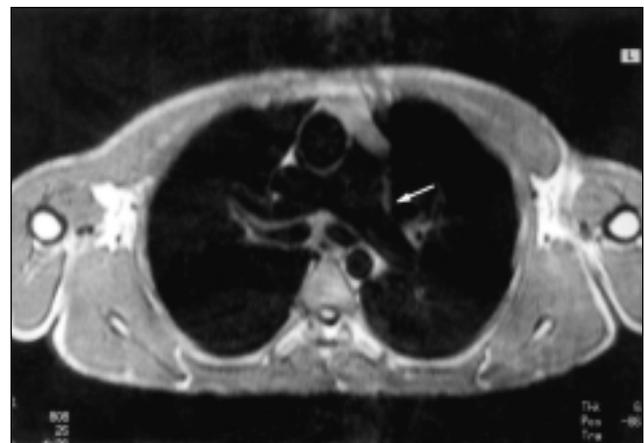
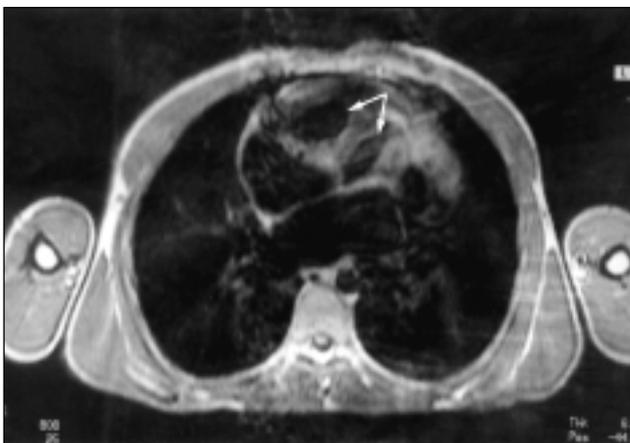


Figura 4.—Paciente con cardiopatía congénita tipo doble salida ventricular derecha. (A) Plano axial mostrando el doble infundíbulo ventricular derecho (flechas). (B) Plano paralelo pero superior al previo, mostrando la disposición normal de los grandes vasos, con tronco arterial pulmonar (identificado a través de su bifurcación) a la izquierda (flecha), abrazando a la aorta.

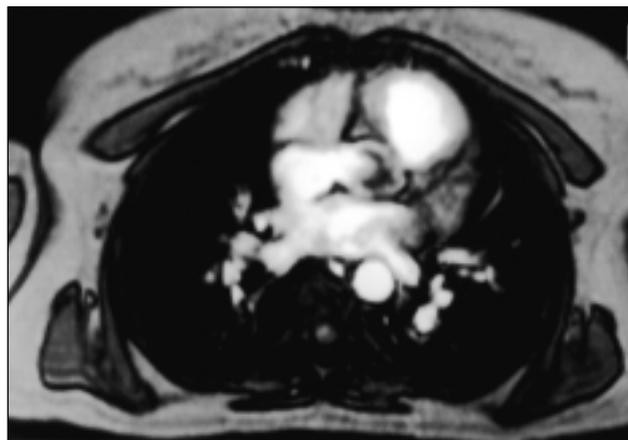
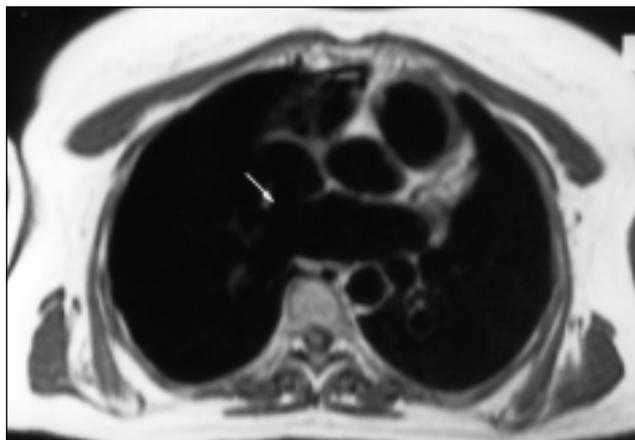


Figura 5.—Paciente con una CIA tipo seno venoso caval superior. (A) Secuencia spin-echo en un plano axial que pone de manifiesto la existencia de un defecto en la porción alta del tabique interauricular (flecha). (B) La secuencia en gradient-echo permite constatar la presencia de flujo a través del mismo.

CONEXIONES AURÍCULO-VENTRICULARES

La identificación de los ventrículos se realiza en base a su morfología y a la de las válvulas aurículo-ventriculares que le corresponden. La válvula tricúspide se inserta en el tabique interventricular más cerca del ápex que la válvula mitral; dicho signo es de gran valor, dado que la válvula tricúspide forma parte siempre del ventrículo morfológicamente derecho que, a su vez, suele mostrar una forma triangular, con trabeculación gruesa de sus paredes y con la característica banda moderadora situada cerca del ápex. El ventrículo izquierdo presenta una forma elíptica y la trabeculación de sus paredes es más fina. La cardio-RM permite identificar dichos rasgos anatómicos y en consecuencia permite catalogar a cada ventrículo como de morfológicamente derecho o izquierdo.

Así pues, si con la cardio-RM es posible la identificación de las aurículas y de los ventrículos, lógicamente, no existirán problemas para definir el tipo de conexión aurículo-ventricular, ya sea concordante (conexión normal), discordante (la aurícula morfológicamente derecha se conecta con un ventrículo morfológicamente izquierdo y la aurícula morfológicamente izquierda conecta con un ventrículo morfológicamente derecho) (fig. 1) o ambigua (situación de isomerismo auricular). Asimismo, no será difícil constatar la existencia de otros tipos de conexión aurículo-ventricular, como la doble entrada ventricular, en la que las dos aurículas conectan con una sola cavidad ventricular (ventrículo único) o los casos de atresia tricúspide o mitral.

Las secuencias *spin eco* son las más útiles para estudiar la conexión aurículo-ventricular, debiéndose, en ocasiones, ante anomalías complejas, recurrir a planos especiales, con distintas oblicuidades. Cabe citar que con la cardio-RM puede resultar difícil la visualización de los velos valvulares, los cuales dada su delgadez y gran movilidad, no siempre son perfectamente identificados con dicha técnica; así pues para el estudio de la morfología y patología propia de las válvulas aurículo-ventriculares (prolapso, degeneración mixoide, «*cleft*», etc.) se debe recurrir a la ecocardiografía, si bien la técnica *gradiente eco* permite la valoración de las regurgitaciones valvulares.

CONEXIONES VENTRÍCULO-ARTERIALES

La cardio-RM es muy superior a la ecocardiografía en la visualización de los grandes vasos, tanto en su origen como en su trayecto, permitiendo fácilmente su identificación, independientemente de la posición que ocupen en el tórax. Ello hace que dicha técnica sea extraordinariamente útil en el estudio de la conexión ventrículo-arterial, tanto si es concordante (conexión normal), como discordante (aorta naciendo del ventrículo morfológicamente derecho y pulmonar originándose del ventrículo morfológicamente izquierdo), como doble salida (ya sea del ventrículo morfológicamente derecho o izquierdo), o salida única. Asimismo, la cardio-RM permite valorar el tamaño tanto de la aorta como de las arterias pulmonares¹⁰, la existencia de posibles estenosis en su trayecto o incluso la pérdida de continuidad de los mismos y,

especialmente, su posición dentro del tórax, lo que permite diagnosticar fácilmente cuando se encuentran en posición de Transposición, es decir con aorta anterior a la pulmonar (D-Transposición si se localiza anterior y a la derecha de la pulmonar y L-Transposición, cuando se localiza en posición anterior y a la izquierda de la pulmonar).

La bifurcación del tronco arterial pulmonar en sus dos ramas principales es el dato que se utiliza, tanto en ecocardiografía, como en cardio-RM, para identificar dicho vaso, siendo los planos axiales del tórax los que mejor proporcionan dicha información (fig. 4), permitiendo, a la vez, observar las posiciones relativas de la aorta ascendente (habitualmente en posición posterior y derecha a la arteria pulmonar) y de la aorta descendente, que en condiciones normales discurre a la izquierda de la columna vertebral. Los planos coronales suelen ser útiles para el estudio de la aorta ascendente y los troncos supraaórticos y los sagitales con cierta oblicuidad para el estudio del arco aórtico y su continuación con la aorta torácica descendente.

ESTUDIO DE CORTOCIRCUITOS

En la valoración de los cortocircuitos debe tenerse en cuenta: su localización (auricular, ventricular, grandes vasos, etc.), la morfología y tamaño del defecto que los ocasiona, el sentido y volumen del flujo, y su repercusión sobre el resto de estructuras cardíacas. Los principales cortocircuitos son la comunicación interauricular (cardiopatía congénita más frecuente en edad adulta), la comunicación interventricular (cardiopatía congénita más frecuente en los niños) y el conducto arterioso persistente, pero existen muchos otros tipos, como el drenaje venoso pulmonar anómalo, la ventana aortopulmonar, las fístulas arterio-venosas, etc.

Comunicación interauricular (CIA)

Consiste en la existencia de un defecto en el tabique interauricular, el cual pone en comunicación ambas aurículas. Pueden distinguirse cuatro tipos: 1) CIA tipo *ostium secundum* (la más frecuente), situada en el tercio medio del tabique, 2) CIA tipo *ostium primum*, situada en el tercio inferior del tabique (forma parte de los denominados defectos atrio-ventriculares), 3) CIA tipo seno venoso, situada cerca de la desembocadura de las venas cavas, pudiendo ser caval superior o inferior, y 4) CIA tipo seno coronario, que es muy poco frecuente, y consiste en un defecto a nivel del techo del seno coronario.

El cortocircuito suele ser izquierda-derecha, con la consiguiente sobrecarga volumétrica de cavidades derechas, que será más o menos importante, dependiendo del volumen del cortocircuito. La cardio-RM permite valorar la dilatación de dichas cavidades, así como del tronco arterial pulmonar y ramas principales, pero en la identificación del defecto su utilidad reside especialmente en la visualización de las comunicaciones interauriculares tipo seno venoso (fig. 5), en las que la ecocardiografía transtorácica, especialmente en pacientes adultos, suele tener más problemas diagnósticos. En estos últimos casos, la cardio-RM puede además poner de manifiesto el frecuente drenaje venoso pulmonar anómalo parcial derecho asociado a las CIA de tipo caval superior. La cardio-RM permite también visualizar los defectos situados en el tercio inferior del tabique (tipo *ostium primum*)¹¹, pero en la CIA tipo *ostium secundum*, dado que la membrana de la fosa oval es muy fina, si se utiliza únicamente la técnica *espín eco*, puede haber falsos positivos¹². La utilización de cine con técnica *gradiente eco*, y la visualización del flujo transdefecto, es de gran ayuda para confirmar el diagnóstico. Las técnicas de análisis de velocidades permiten el cálculo del flujo pulmonar y sistémico¹³, a partir del cual se puede calcular el volumen del cortocircuito (estimación del Qp:Qs)¹⁴.

Comunicación interventricular (CIV)

La CIV consiste en un defecto/orificio en el tabique interventricular que comunica ambos ventrículos. El defecto puede ser más o menos grande, restrictivo o no restrictivo y puede ser único o múltiple. Según su localización se clasifican en musculares, perimembranosos (alrededor del septum membranoso) o subarteriales.

La cardio-RM con la técnica *espín eco*, tanto en planos axiales como en planos longitudinales que se alineen con el tabique interventricular, es útil para el diagnóstico de los defectos de tamaño moderado y grande¹⁵, pero está limitada por su resolución para la identificación de los defectos pequeños¹⁶. En estos casos, la técnica *gradiente eco* con la detección de una ausencia de señal (*signal void*) en el lado derecho del tabique, producida por el flujo turbulento propio del cortocircuito transdefecto, puede hacer el diagnóstico.

Defectos aurículo-ventriculares

Se producen como consecuencia de un desarrollo anómalo de los cojines endocárdicos. Se caracterizan por la asociación de un defecto a nivel

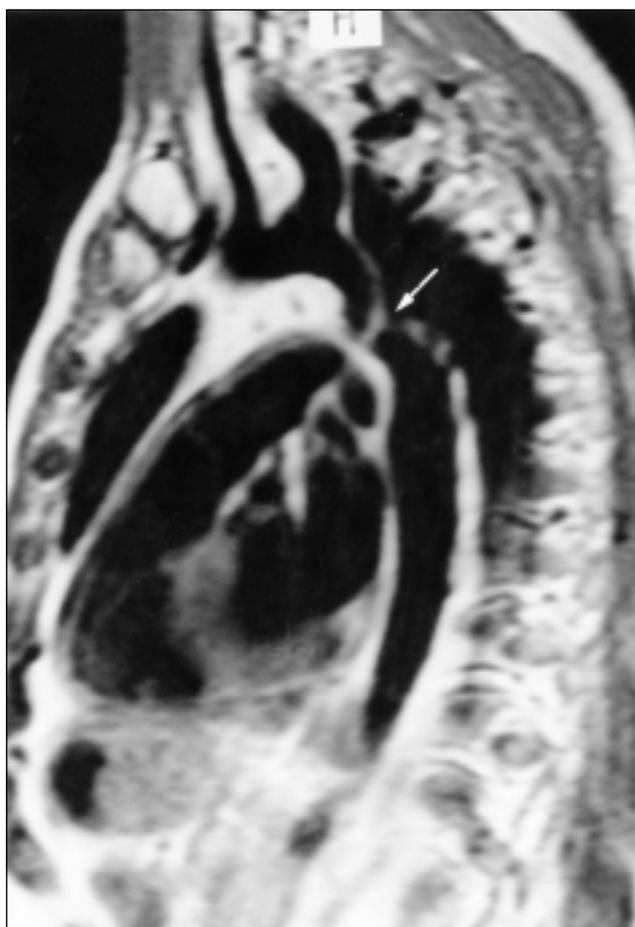
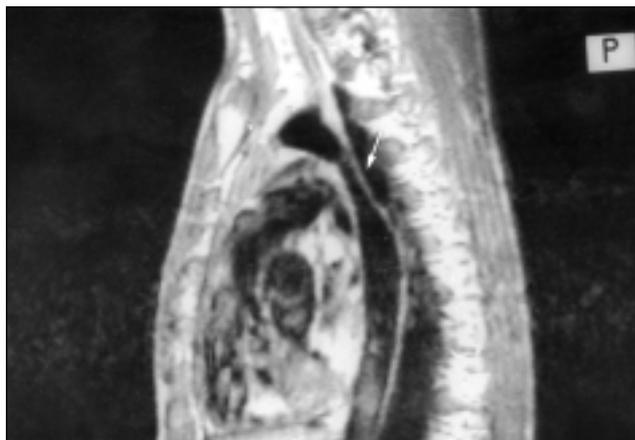


Figura 6.—Coartación aórtica. (A) Plano sagital oblicuado en una secuencia spin-echo T1 que muestra una coartación larga tubular (flecha). (B) Imagen de una coartación aórtica diafragmática clásica (flecha) obtenida en una secuencia espín eco T1 en un plano sagital oblicuado. Nótese la hipoplasia del istmo aórtico.

de septo atrioventricular, junto con anomalías del piso valvular aurículo-ventricular. Pueden oscilar desde formas parciales, entre ellas la más frecuente la CIA tipo *ostium primum*, a formas completas, como el canal atrio-ventricular completo (defecto interauricular, defecto interventricular y válvula aurículo-ventricular única).

Con la técnica *espín eco*, utilizando planos axiales ligeramente oblicuados, puede observarse la típica ausencia de desnivel en la inserción de las válvulas aurículo-ventriculares, izquierda y derecha, en el septum interventricular, a la vez que puede catalogarse el tamaño del defecto¹⁷. No obstante, en la gran mayoría de los casos, dicha información puede obtenerse a través de un ecocardiograma 2D, debiéndose reservar la cardio-RM para casos concretos, en la que existan algunas dudas diagnósticas. Así por ejemplo, en pacientes en los que se observe por ecocardiografía una cierta hipoplasia ventricular, la cardio-RM como consecuencia de su amplio campo de visión permite una mejor valoración del tamaño de las cavidades, pudiendo ayudar a valorar las posibilidades quirúrgicas.

Persistencia del conducto arterioso

En los niños pequeños, la ecocardiografía 2D-Doppler suele bastar para realizar el diagnóstico, pero en adultos, especialmente cuando cursa con resistencias vasculares pulmonares severamente elevadas y no existe el típico cortocircuito sistolodiastólico a nivel del tronco arterial pulmonar (síndrome de Eisenmenger), el diagnóstico ecocardiográfico puede ser difícil. Es en estos casos, en los que el conducto suele ser grande, donde la cardio-RM, mediante la técnica *espín eco* y utilizando planos coronales o sagitales ligeramente oblicuados, puede ser útil.

No obstante, debemos hacer énfasis en que, si el conducto es pequeño, corto, o con trayecto tortuoso, la cardio-RM puede dar lugar a un falso negativo, no siendo la técnica de elección para el diagnóstico del conducto arterioso persistente.

LESIONES OBSTRUCTIVAS

Nos referiremos únicamente al diagnóstico de las lesiones obstructivas del tracto de salida ventricular derecho, a la estenosis aórtica subvalvular y supra-ventricular, y a la coartación aórtica.

Obstrucción del tracto de salida del ventrículo derecho (VD)

La cardio-RM tiene una gran capacidad para el análisis morfológico del miocardio, permitiendo

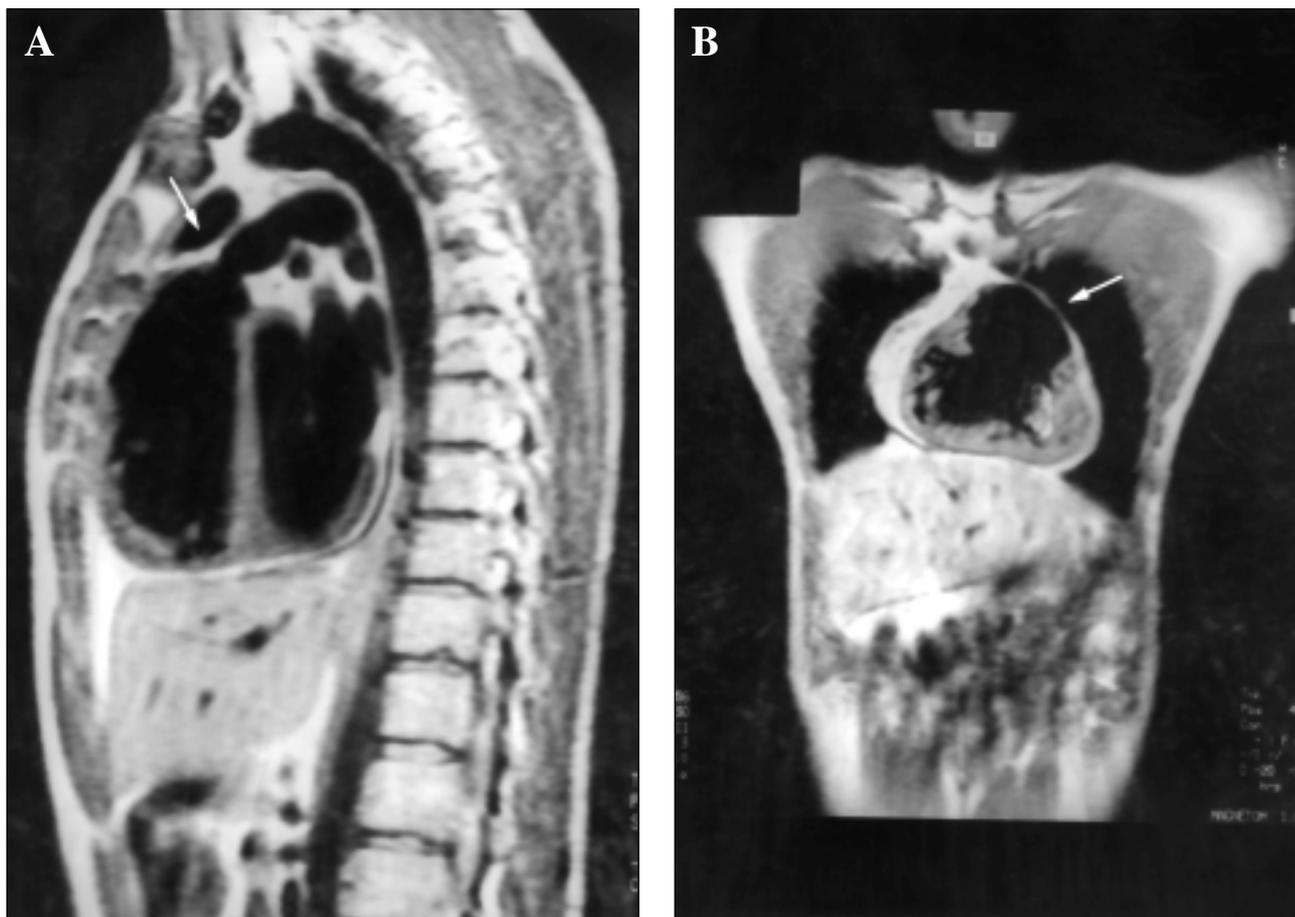


Figura 7.—Paciente con una tetralogía de Fallot después de una corrección quirúrgica anatómica. (A) Secuencia espín eco T1 en un plano sagital que muestra una importante dilatación del ventrículo derecho a nivel del infundíbulo y una estenosis pulmonar supra- valvular (flecha). (B) Plano coronal del mismo paciente mostrando la dilatación aneurismática infundibular (flecha).

apreciar con facilidad, la existencia de hipertrofia del ventrículo derecho, ya sea difusa, en forma de bandas, o localizada a nivel del tracto de salida (estenosis pulmonar infundibular)¹⁸. La obstrucción infundibular se suele apreciar mejor en los cortes coronales estándar o con la oblicuidad adecuada para alinearse con el tracto de salida VD.

Estenosis Pulmonar Valvular y Supravalvular

La cardio-RM no es la técnica adecuada para determinar la morfología de la válvula pulmonar; sólo las válvulas engrosadas, displásicas, con apertura muy restringida, pueden ser visualizadas utilizando la modalidad de *espín eco*. Más fácil re-

sulta la valoración del grado de hipertrofia ventricular derecha y la constatación de una dilatación postestenótica del tronco arterial pulmonar.

Las estenosis supravalvulares, generalmente en forma de anillo, pueden localizarse por encima de la válvula, a la altura del tronco arterial pulmonar, al que proporcionan una morfología en reloj de arena, o a la altura de las ramas pulmonares más distales, siendo entonces generalmente múltiples. En este último caso, su visualización por cardio-RM puede ser difícil.

Con la técnica *gradiente eco* es posible detectar la existencia de un flujo de alta velocidad (ausencia de señal) a nivel subvalvular, valvular o supra- valvular y con el análisis de velocidades (en los equipos con el *software* adecuado), es posible determinar el gradiente, de manera similar a como se calcula con el Doppler convencional.

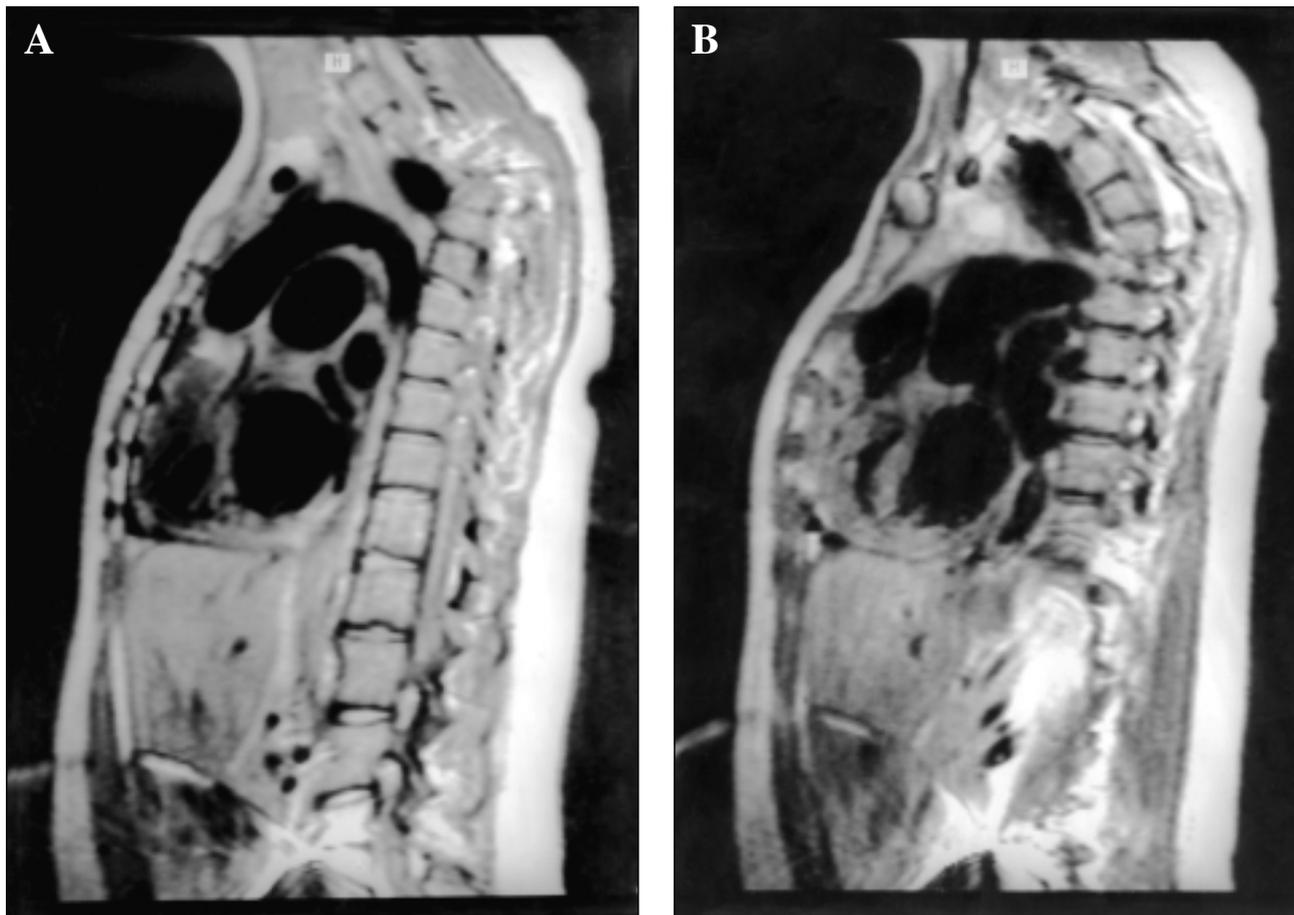


Figura 8.—Paciente con una transposición completa de los grandes vasos después de una corrección quirúrgica fisiológica, tipo Mustard. (A) Secuencia espín eco T1 en un plano sagital que nos muestra la posición anterior de la aorta. En (B) puede comprobarse la situación posterior de la arteria pulmonar, con su bifurcación en dos ramas principales.

Estenosis aórtica subvalvular y supra-avalvular

Nos referiremos a la obstrucción subvalvular fija, la cual puede estar constituida por un rodete fibroso o fibromuscular, o bien ser extensa formando un auténtico túnel a lo largo del tracto de salida. Generalmente, dichas anomalías pueden ser bien estudiadas por ecocardiografía, pero en los casos con mala ventana, la cardio-RM con técnica *espín eco* y utilizando planos oblicuos similares a la proyección oblicua anterior izquierda de la angiografía, puede ser útil para el estudio de la región subaórtica, pudiendo proporcionar a la vez información sobre el grado de hipertrofia ventricular izquierda. La técnica *gradiente eco* confirmará el nivel de la obstrucción y de nuevo, el análisis de velocidades permitirá el cálculo del gradiente.

La estenosis supra-avalvular aórtica es mucho menos frecuente, pudiendo formar parte del síndrome de hipercalcemia infantil o síndrome de Williams. Habitualmente está constituida por un anillo fibroso localizado a poca distancia de la válvula aórtica. Para su diagnóstico, la cardio-RM, a diferencia de lo que ocurre con la estenosis subvalvular, es extraordinariamente útil (ver página 13, figura 6) y superior a la ecocardiografía.

Coartación aórtica

En su forma típica consiste en una constricción de la luz aórtica, segmentaria y localizada al inicio de la aorta descendente, por debajo del nacimiento de la arteria subclavia izquierda. Existen formas atípicas, tanto por su longitud (formas tu-

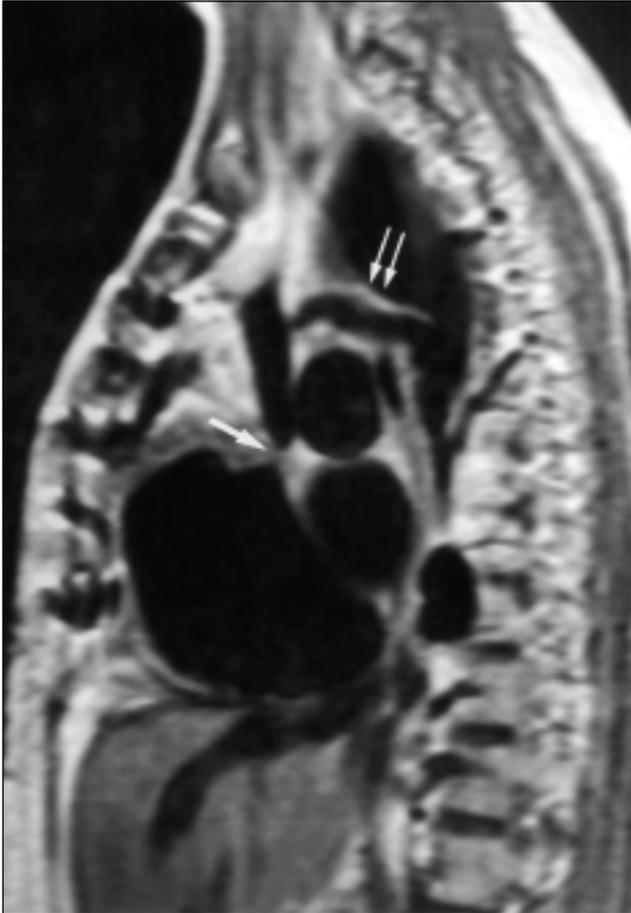


Figura 9.—Paciente con una comunicación interauricular tipo seno venoso, después de la corrección quirúrgica anatómica. Secuencia espín eco T1 en un plano sagital poniendo de manifiesto la existencia de una obstrucción a nivel del drenaje de la vena cava superior (flecha), secundaria a la colocación del parche para cierre del defecto. Obsérvese la dilatación de la circulación venosa colateral (sistema ácigos) (doble flecha), como resultado de la derivación del flujo venoso caval superior hacia la vena cava inferior.

bulares), como por su localización (a nivel del cayado aórtico o incluso en aorta abdominal). Especialmente en los adultos suelen acompañarse de una importante red de colaterales, que conectan los territorios proximales con los distales a la coartación, a través de las arterias mamarias y/o intercostales.

La cardio-RM, al igual que en otras anomalías del arco aórtico, es probablemente la técnica de elección, tanto para el diagnóstico¹⁹ y valoración prequirúrgica, como para el estudio del resultado de la corrección, ya se haya realizado mediante cateterismo intervencionista, o con cirugía convencional. Ello es especialmente cierto en los pa-

cientes adolescentes y/o adultos, en los que la ecocardiografía no siempre proporciona toda la información requerida.

A través de la técnica *espín eco*, *gradiente eco* y *cine*, es posible visualizar la lesión, localizarla, determinar su longitud y grado de estrechez, valorar el diámetro de la aorta pre y postcoartación y constatar la presencia de circulación colateral (fig. 6) (ver página 14, figura 8), lo que junto con el gradiente externo (diferencia de presión arterial sistólica entre extremidades superiores e inferiores) constituye toda la información que se requiere previamente a la cirugía. Las mejores secciones suelen ser la axiales y oblicuas, debiéndose siempre intentar obtener un plano de sección alineado con la zona coartada. Alineaciones incorrectas pueden dar lugar a falsos positivos o exagerar la severidad de la obstrucción. Asimismo, dada su alta resolución anatómica, la cardio-RM es la exploración de elección tras la corrección de la anomalía, sea cual sea la técnica empleada: catéter-balón, stent, anastomosis término-terminal, parche de ampliación, injerto tubulado, etc. Permite no sólo valorar la presencia o ausencia de obstrucción residual, sino detectar posibles complicaciones de la maniobra terapéutica (aneurisma aórtico, diseción aórtica, hematoma perioaórtico).

CARDIOPATÍAS CONGÉNITAS COMPLEJAS

La cardio-RM es extraordinariamente útil para el diagnóstico de las cardiopatías congénitas complejas. Habitualmente, complementa la información obtenida a través de la ecocardiografía 2D-Doppler.

Dada la limitación de este artículo vamos a limitarnos al estudio de la tetralogía de Fallot y de la transposición completa de los grandes vasos.

Tetralogía de Fallot

Es la cardiopatía congénita cianótica más frecuente por encima de los 2 años de edad. Se caracteriza por la asociación de: a) comunicación interventricular subaórtica amplia; b) dextroposición aórtica; c) estenosis pulmonar infundibular y d) ventrículo derecho hipertrófico. Con frecuencia coexisten otras lesiones siendo las más frecuentes: estenosis pulmonar valvular, estenosis pulmonar de ramas, arco aórtico derecho, comunicación interauricular y anomalías del origen y trayecto de las arterias coronarias. La cardio-RM puede ser útil en el estudio de la tetralogía de Fallot, si bien generalmente se utiliza para complementar la infor-

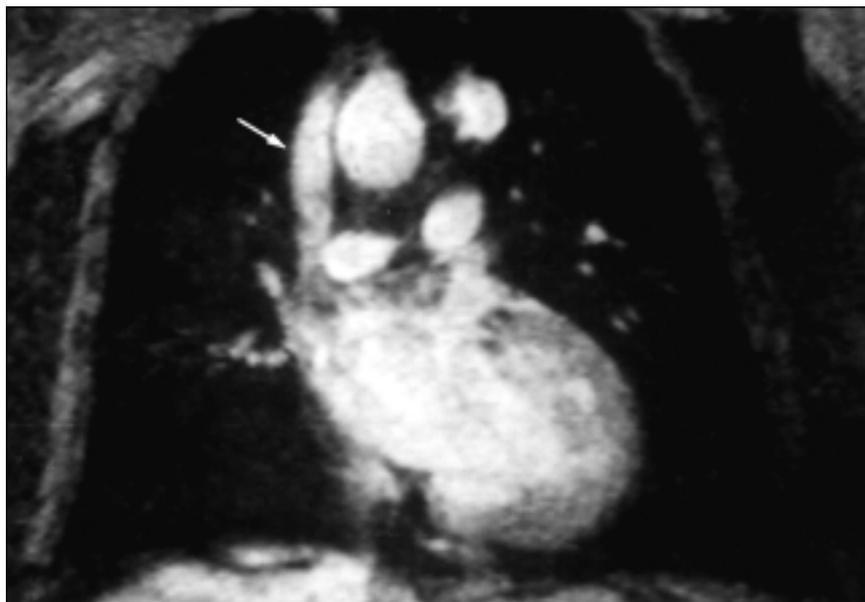


Figura 10.—Secuencia gradiente eco en un plano coronal que muestra longitudinalmente una fístula de Blalock derecha funcionante (artería subclavia-arteria pulmonar del mismo lado) (flecha).

mación de la ecocardiografía²⁰; así por ejemplo, la cardio-RM es superior a los ultrasonidos para el estudio del árbol vascular pulmonar, permitiendo valorar con mayor precisión, el tamaño del tronco arterial pulmonar y de sus ramas^{10,21}, su crecimiento después de una cirugía paliativa y la posible distorsión o estenosis en el trayecto de los vasos²².

Para el estudio de las diversas anomalías se deben utilizar varios planos: axial, sagital y coronal, con distintas oblicuidades. Así, los cortes axiales con oblicuación ascendente (similares al «*sitting up*» de la angiografía), suelen ser extraordinariamente útiles para el estudio del tronco arterial pulmonar y sus ramas principales. Cuando éstas son muy hipoplásicas, dato muy importante en vistas a una posible cirugía, la técnica *gradiente eco* puede ayudar a diferenciarlas de los bronquios adyacentes. Para el diagnóstico de las anomalías coronarias que pueden asociarse con la tetralogía de Fallot, debemos recordar que tanto la ecocardiografía, como la cardio-RM, todavía tienen dificultades en la visualización del árbol arterial coronario, por lo que antes de practicar una cirugía correctora puede ser necesaria la práctica de un cateterismo cardíaco para descartar la existencia de alguna anomalía en el origen y trayecto de una arteria coronaria, la cual podría resultar lesionada durante el acto quirúrgico. No obstante, en 25 pacientes con una cardiopatía congénita, 10 de ellos con una tetralogía de Fallot, la combinación de la cardio-RM y la angiografía demostró ser la mejor opción para el estudio del árbol coronario, siendo

la cardio-RM la que mejor definía el trayecto proximal de dichas arterias²³.

En el paciente postoperado de una Tetralogía de Fallot, especialmente después de una cirugía correctora, la cardio-RM es muy útil²⁴, más teniendo en cuenta los problemas de ventana ecocardiográfica que suelen presentar estos pacientes. Permite valorar la función contráctil ventricular derecha, la corrección a nivel del tracto de salida ventricular derecho (fig. 7), la presencia de posibles estenosis en el trayecto de las arterias pulmonares y cuantificar su severidad a través del mapa de fase de velocidades, así como el volumen regurgitante pulmonar, lesión más o menos importante, pero prácticamente constante después de una corrección anatómica de una tetralogía de Fallot.

Transposición completa de los grandes vasos

Esta cardiopatía se caracteriza por la existencia de concordancia atrio-ventricular con discordancia ventrículo-arterial. La circulación pulmonar y la sistémica no están en serie, sino que forman dos circuitos aislados, siendo imprescindible que existan zonas de comunicación entre ambos para que la lesión sea compatible con la vida. En la etapa neonatal, las comunicaciones mínimas son el foramen oval y el conducto arterioso, los cuales tienen tendencia a cerrarse, por lo que suele ser necesario actuar precozmente, primero con técnicas

paliativas (técnica de Rashkind) y posteriormente con cirugía correctora, ya sea a través de una corrección fisiológica, con redirección del flujo a nivel auricular (técnica de Mustard o de Senning), o anatómica (técnica de Jatene).

Habitualmente los grandes vasos suelen estar en posición de D-Transposición, con la aorta anterior y a la derecha del tronco arterial pulmonar. La aorta y la pulmonar no se cruzan, sino que se sitúan en paralelo, en cañón de escopeta.

El diagnóstico suele realizarse dentro de la primera semana de la vida a través de la clínica y la ecocardiografía, pero la cardio-RM puede ser muy útil en el seguimiento postquirúrgico. Los planos coronales suelen permitir una buena visualización de las conexiones ventrículo-arteriales, mientras que los sagitales, ponen de manifiesto la especial relación de los grandes vasos, siendo también útiles para demostrar el origen de la aorta a partir del ventrículo morfológicamente derecho. Los cortes axiales corroborarían la posición antero-posterior de los grandes vasos, a la vez que ayudarían a la identificación de cada uno de ellos (tronco arterial pulmonar con su típica bifurcación) (fig. 8). Asimismo, y a partir de planos axiales y coronales, es posible el estudio de las anomalías asociadas, siendo las más frecuentes la comunicación inter-ventricular (hasta en un 30% de los casos) y la estenosis pulmonar.

En pacientes sometidos a una intervención de Mustard o Senning, la cardio-RM permite visualizar las vías intraauriculares de redirección del flujo sistémico y pulmonar y diagnosticar la posible existencia de estenosis a lo largo de su trayecto. La combinación del Doppler y la cardio-RM posee la mayor sensibilidad y especificidad para la detección de una obstrucción en el drenaje de la vena cava superior²⁵. Además, y a través de las técnicas de *espín eco*, *gradiente eco* y cine, es posible estudiar la función del ventrículo derecho y calcular su fracción de eyección, dato de gran interés, dado que en estos casos el ventrículo derecho es el sistémico, y una de las complicaciones más frecuentes y temidas durante el seguimiento es la claudicación del mismo. En los pacientes a los que se les ha practicado una corrección anatómica (intervención de Jatene o «switch» de grandes vasos), la cardio-RM con la técnica *espín eco* permite visualizar las zonas de anastomosis de los grandes vasos y valorar la posible existencia de estenosis a dicho nivel (supraaórtica y/o pulmonar), lo que puede ser corroborado con la aplicación de cine, o la técnica de mapeo de fase de velocidades²⁶. Asimismo, con la modalidad de *gradiente eco*, se puede constatar la presencia o ausencia de regurgitaciones valvulares a nivel de las neosigmoideas aórtica y pulmonar.

ESTUDIOS EN PACIENTES POSTOPERADOS DE UNA CARDIOPATÍA CONGÉNITA

La cirugía de las cardiopatías congénitas ha evolucionado de una forma espectacular en los últimos años y con ella, la supervivencia de las cardiopatías congénitas complejas. Ello ha dado lugar al nacimiento de una nueva población de pacientes adolescentes y adultos con una cardiopatía congénita compleja y una cirugía, la mayoría de las veces catalogada de correctora, pero también en numerosos casos con unas secuelas (fig. 9) o lesiones residuales, que requieren subsiguientes controles. Es especialmente en estos casos, donde la cardio-RM, sin problemas de ventana acústica y con un gran campo de visión, tiene su mayor papel.

En este apartado vamos a concentrarnos únicamente en algunas técnicas paliativas, como los cortocircuitos quirúrgicos y el *banding* pulmonar, dado que las técnicas de corrección anatómica o fisiológica de las dos cardiopatías complejas comentadas en este artículo, tetralogía de Fallot y transposición completa de los grandes vasos, han sido comentadas en los apartados dedicados a las mismas.

Fístulas arteriovenosas quirúrgicas

La creación de un cortocircuito arteriovenoso quirúrgico para aumentar el flujo pulmonar fue la primera técnica quirúrgica que se utilizó en pacientes con una cardiopatía congénita cianótica. Existen distintos tipos de fístulas según los vasos utilizados: Blalock-Taussig, Waterston, Potts o Glenn, entre otras.

La cardio-RM con su amplio campo de visión y su capacidad para visualizar estructuras extracardíacas es una técnica de gran utilidad para el estudio morfológico y funcional de las fístulas quirúrgicas²⁷. En la mayoría de los casos es necesario analizar diversos planos. Los cortes axiales suelen proporcionar la información necesaria en las fístulas de Waterston y de Potts, mientras que para la fístula de Blalock-Taussig y de Glenn los cortes sagitales y/o coronales (fig. 10), suelen ser más útiles, requiriendo en ocasiones, una cierta oblicuidad, para lograr una mejor alineación con su trayecto. Es importante valorar su permeabilidad, su diámetro y la posible presencia de estenosis o distorsiones, tanto de la propia fístula como de la arteria pulmonar utilizada para la anastomosis. Para ello suele ser necesario utilizar no solo la técnica de *espín eco*, sino también la *gradiente eco* y la cine.

Banding de la arteria pulmonar

En las cardiopatías congénitas que cursan con hiperflujo pulmonar y cuando no es posible realizar una técnica quirúrgica correctora, puede estar indicado el practicar un *banding* del tronco arterial pulmonar, con el objetivo de reducir el flujo al árbol vascular pulmonar. La cardio-RM, mediante sus cortes axiales, sagitales y coronales, puede ser útil para el estudio de dicha cirugía paliativa, siendo posible en los equipos con el *software* adecuado y mediante el mapeo de fase de velocidades calcular el gradiente. Ello es especialmente importante cuando el *banding* se ha desplazado hacia la porción alta del tronco pulmonar, cerca de su bifurcación, puesto que en dichos casos es más difícil su visualización y estudio por ecocardiografía 2D-Doppler.

BIBLIOGRAFÍA

- Higgins ChB, Byrd BF, Farmer DW, Osaki L, Silverman NH, Cheitlin MD: Magnetic resonance imaging in patients with congenital heart disease. *Circulation* 1984; 70: 851-60.
- Chung KJ, Simpson IA, Newman R, Sahn DJ, Sherman FS, Hesselink JR: Cine magnetic resonance imaging for evaluation of congenital heart disease: role in pediatric cardiology compared with echocardiography and angiography. *J Pediatr* 1988; 113: 1028-35.
- Simpson IA, Sahn DJ, Chung KJ: Noninvasive evaluation of congenital heart disease: doppler ultrasound or magnetic resonance imaging. *Echocardiography* 1989; 6: 125-9.
- Hirsch R, Kilner PJ, Conolly MS, Redington AN, St John Sutton MG, Sommerville 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: 2937-51.
- Kersting-Sommerhoff BA, Diethelm L, Stanger P, Dery R, Higashino SM, Higgins SS, Higgins CB: evaluation of complex congenital ventricular anomalies with magnetic resonance imaging. *Am Heart J* 1990; 120: 133-42.
- 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: 645-9.
- Julsrud PR, Ehman RL: The «broken ring» sign in magnetic resonance imaging of partial anomalous pulmonary venous connection to the superior vena cava. *Mayo Clin Proc* 1985; 60: 874-9.
- Wight CM, Barrat-Boyes BG, Calder AL, Neutze JM, Brandt PW: Total anomalous pulmonary venous connection: long-term results following repair in infancy. *J Thorac Cardiovasc Sur* 1977; 75: 52-63.
- Katz NM, Kirklin JW, Pacifico AD: Concepts and practices in surgery for total anomalous pulmonary venous connection. *Ann Thorac Surg* 1978; 25: 479-87.
- Gomes AS, Lois JF, Williams RG: Pulmonary arteries: MR imaging in patients with congenital obstruction of the right ventricular outflow tract. *Radiology* 1990; 174: 51-7.
- Parsons JM, Baker EJ, Anderson RH, Ladusans EJ, Hayes A, Qureshi SA, Deverall PB, Fagg N, Cook A, Maisey MN, Tynan M: Morphological evaluation of atrioventricular septal defects by magnetic resonance imaging. *Br Heart J* 1990; 64: 138-45.
- Diethelm L, Dery R, Lipton MJ, Higgins CB: Atrial-level shunts: sensitivity and specificity of MR diagnosis. *Radiology* 1987; 162: 181-6.
- Rees S, Firmin D, Mohiaddin R, Underwood R, Longmore D: Application of flow measurements by magnetic resonance velocity mapping to congenital heart disease. *Am J Cardiol* 64: 953-6.
- Brenner LD, Caputo GR, Mostbeck G, Steiman D, Dulce M, Cheitlin MD, O'Sullivan M, Higgins CB: Quantification of left to right atrial shunts with velocity-encoded cine nuclear magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol* 1992; 20: 1246-50.
- Baker EJ, Ayton V, Smith MA, Parsons JM, Ladusans EJ, Anderson RH, Maisey MN, Tynan M, Fagg NK: Magnetic resonance imaging at a high field strength of ventricular septal defects in infants. *Br Heart J* 1989; 62: 305-10.
- Didier D, Higgins CB: Identification and localization of ventricular septal defect by gated magnetic resonance imaging. *Am J Cardiol* 1986; 57: 1363-8.
- Wenink ACG, Ottenkamp J, Guit GL, Draulans-Noe Y, Doornbos J: Correlation of morphology of the left ventricular outflow tract with two-dimensional Doppler echocardiography and magnetic resonance imaging in atrioventricular septal defect. *Am J Cardiol* 1989; 63: 1137-40.
- Markiewicz W, Sechtem U, Higgins CB: Evaluation of the right ventricle by magnetic resonance imaging. *Am Heart J* 1987; 113: 8-15.
- Teien DE, Wendel H, Björnebrink, Ekelund L: Evaluation of anatomical obstruction by Doppler echocardiography and magnetic resonance imaging in patients with coarctation of the aorta. *Br Heart J* 1993; 69: 352-5.
- Mirowitz SA, Gutiérrez FR, Canter CE, Vannier MW: Tetralogy of Fallot: MR imaging. *Radiology* 1989; 171: 207-12.
- Wesley Vick III G, Rokey R, Huhta JC, Mulvagh SL, Johnston DL: Nuclear magnetic resonance imaging of the pulmonary arteries, subpulmonar region, and aorticopulmonary shunts: a comparative study with two-dimensional echocardiography and angiography. *Am Heart J* 1990; 119: 1103-10.
- Dierinckx AJ, Wexler L, Banerjee A, Higgins SS, Hardy ChE, Helton G, Rhee J, Mahboubi S, Higgins ChB: Postoperative Evaluation of Pulmonary Arteries in Congenital Heart Surgery by magnetic resonance imaging: comparison with echocardiography. *Am Heart J* 1994; 128: 1139-46.
- Taylor AM, Thorne SA, Rubens MB, Jhooti P, Keegan J, Gatehouse PD, Wiesmann F, Grothues F, Somerville J, Pennell DJ: Coronary Artery Imaging in Grown Up Congenital Heart Disease. Complementary Role of Magnetic Resonance and-X-Ray Coronary Angiography. *Circulation* 2000; 101: 1670-8.

24. Helbing WA, de Roos A: Clinical applications of cardiac magnetic resonance imaging after repair of Tetralogy of Fallot. *Pediatric Cardiology* 2000; 21(1): 70-9.
25. Campbell RM, Moreau GA, Johns JA, Burger JD, Mazer M, Graham TP, Kulkarni MV: Detection of caval obstruction by magnetic resonance imaging after intraatrial repair of transposition of the great arteries. *Am J Cardiol* 1987; 60: 688-91.
26. Gutberlet M, Boeckel T, Hosten N, Vogel M, Kuhne T, Oellinger H, Ehrenstein T, Venz S, Hetzer R, Bein G, Felix R: Arterial switch procedure for D-Transposition of the great arteries: quantitative midterm evaluation of hemodynamic changes with cine-MR imaging and phase-shift velocity mapping-initial experience. *Radiology* 2000; 214(2): 467-75.
27. Jacobstein MD, Fletcher BD, Nelson D, Clampitt M, Alfidi RJ, Riemenschneider TA: Magnetic resonance imaging: evaluation of palliative systemic-pulmonary artery shunts. *Circulation* 1984; 70: 650-6.