

# CARDIOLOGÍA

---

## ESTUDIO RADIOLÓGICO EN CARDIOLOGÍA.

**Mombiela Remírez de Ganuza, Teresa.**

Coordinador: **Francisco Fernández-Avilés Díaz**



## **1 Radiología simple.**

- 1.1** Principios generales.
- 1.2** Anatomía radiológica normal.
  - 1.2.1** Proyección anteroposterior.
  - 1.2.2** Proyección lateral.
- 1.3** Hallazgos patológicos de interés en cardiología.
  - 1.3.1** Aumento del tamaño de cavidades cardíacas.
  - 1.3.2** Insuficiencia cardíaca izquierda.
  - 1.3.3** Derrame pleural.
  - 1.3.4** Calcificaciones.
  - 1.3.5** Localización de dispositivos implantables y sus complicaciones.

## **2 Tomografía computerizada.**

- 2.1** Fundamentos de la tomografía computerizada.
  - 2.1.1** TC secuencial.
  - 2.1.2** TC helicoidal.
  - 2.1.3** Últimos avances.
  - 2.1.4** Particularidades de la TC cardíaca.
  - 2.1.5** Modalidades de adquisición de imagen.
  - 2.1.6** Postproceso de las imágenes.
- 2.2** Aplicaciones de la TC a la cardiología.
  - 2.2.1** Detección de enfermedad coronaria: precisión diagnóstica.
  - 2.2.2** Aportación pronóstica de la ATC.
  - 2.2.3** Utilidad del TC en el manejo de las valvulopatías.
  - 2.2.4** Niveles de indicación del TC en las guías de práctica clínica.

## **3 Resonancia magnética cardíaca.**

- 3.1** Fundamentos de la resonancia magnética nuclear.
  - 3.1.1** Secuencias de pulso en resonancia magnética.
  - 3.1.2** Medios de contraste en RM.
- 3.2** Seguridad en RM.
  - 3.2.1** Dispositivos implantables de electroestimulación.
  - 3.2.2** Otros dispositivos intravasculares, intracardiacos y extracardiacos.
- 3.3** Principales indicaciones de la RM en cardiología.
  - 3.3.1** RM en el estudio de las cardiopatías congénitas.
  - 3.3.2** RM en el estudio de la enfermedad vascular adquirida.
  - 3.3.3** RM en el estudio de las enfermedades valvulares.
  - 3.3.4** RM en el estudio de las miocardiopatías.
  - 3.3.5** RM en el estudio de la enfermedad coronaria.
  - 3.3.6** RM en el estudio de las enfermedades del pericardio.
  - 3.3.7** RM en el estudio de las masas cardíacas.

## 4 Bibliografía.

# 1. Radiología simple

---

La radiografía simple de tórax es la prueba radiológica más solicitada por los médicos. Para una adecuada interpretación será necesario conocer la anatomía radiológica del tórax y la comprensión de unos principios básicos.

## 1.1. Principios generales

---

Se conoce como rayos X a un tipo de radiación electromagnética, invisible para el ojo humano, capaz de atravesar cuerpos opacos y de imprimir las películas fotográficas. Los rayos X son una radiación ionizante porque al interactuar con la materia produce la ionización de los átomos de la misma, es decir, origina partículas con carga (iones).

Desde el punto de vista físico, los rayos X tienen multitud de propiedades de interés en medicina:

1. Penetran y atraviesan la materia.
2. Producen fluorescencia en algunas sustancias.
3. Producen efectos biológicos.
4. Ionizan los gases que atraviesan.
5. Impresionan las películas fotográficas.
6. Se propagan en línea recta, a la velocidad de la luz de forma isotrópica (en todas direcciones y con igual intensidad).
7. Se atenúan con la distancia al tubo emisor.

Los rayos X se generan dentro de una ampolla DE vacío, en donde se alinean un cátodo (asociado a un filamento incandescente que actúa como fuente de electrones) y un ánodo (asociado a un foco en donde se genera la radiación por el impacto de los electrones emitidos por el cátodo). El sistema se alimenta de una fuente de alto voltaje y se sitúa en el interior de una estructura metálica aislante que presenta un diafragma por donde sale el haz de rayos X generado. Por supuesto, a este sistema se asocian otros elementos de tipo electrónico (amperímetros, voltímetros, etc.) o de tipo regulador térmico (refrigerantes, etc.). La misión del diafragma o colimador es controlar la anchura del haz de rayos X producido, de modo que empleemos la mayor cantidad de radiación ortogonal al objeto a radiografiar y disminuyamos la radiación no ortogonal o dispersa.

El haz de rayos X que surge de la apertura del colimador se propaga en línea recta. De toda la radiación X generada (en virtud del miliamperaje y del voltaje aplicado), una parte se dispersa en el entorno y otra (radiación directa) atraviesa el objeto diana del estudio. De esta, una parte es absorbida por dicho objeto en función de sus parámetros físicos, otra parte es reflejada fuera del objeto, y otra es capaz de atravesarlo con la debida atenuación. Esta última parte es la que va a ser útil para la producción de la imagen por su capacidad de velar más o menos la película radiográfica situada tras el objeto. Cada material tiene una diferente absorción y difusión de la radiación X, de manera que ésta atraviesa dicho material en mayor o menor cantidad. La placa radiográfica se velará más, cuanta más radiación le llegue. De este modo, cuando un haz de rayos X atraviesa una zona cuya estructura deja pasar la totalidad o gran parte del haz emitido, la película se velará intensamente y obtendremos, tras el revelado, un ennegrecimiento máximo de la misma. Al contrario, cuando la estructura impide el paso de dicho haz, no se produce la llegada del mismo a la placa y, por tanto, queda sin impresionar y transparente tras el revelado. Es evidente que entre estas dos circunstancias existen numerosas situaciones intermedias que producen diferentes tonalidades grises, pero en radiología simple se distinguen **5 densidades básicas**: aire (la mayor intensidad de negro), grasa, tejidos blandos, hueso y metal (la mayor intensidad de blanco).

Como paso previo a la interpretación de una radiografía de tórax debemos asegurarnos de que cumple los denominados **criterios de calidad**:

1. El sujeto debe estar rigurosamente de frente: los extremos internos de las clavículas deben estar a la misma distancia de las apófisis espinosas.
2. Debe estar realizada en inspiración máxima, y en apnea: se tiene que visualizar por lo menos hasta el sexto arco costal anterior por encima de las cúpulas diafragmáticas.
3. Las escápulas deben proyectarse por fuera de los campos pulmonares.
4. Debe estar penetrada, es decir, realizada con alto kilovoltaje para poder ver los vasos retrocardiacos y vislumbrarse la columna dorsal por detrás del mediastino.
5. Debe incluir todas las estructuras anatómicas: desde los vértices pulmonares y los senos costofrénicos laterales en la PA, hasta esternón y senos costofrénicos posteriores en la proyección lateral.

## 1.2. Anatomía radiológica normal

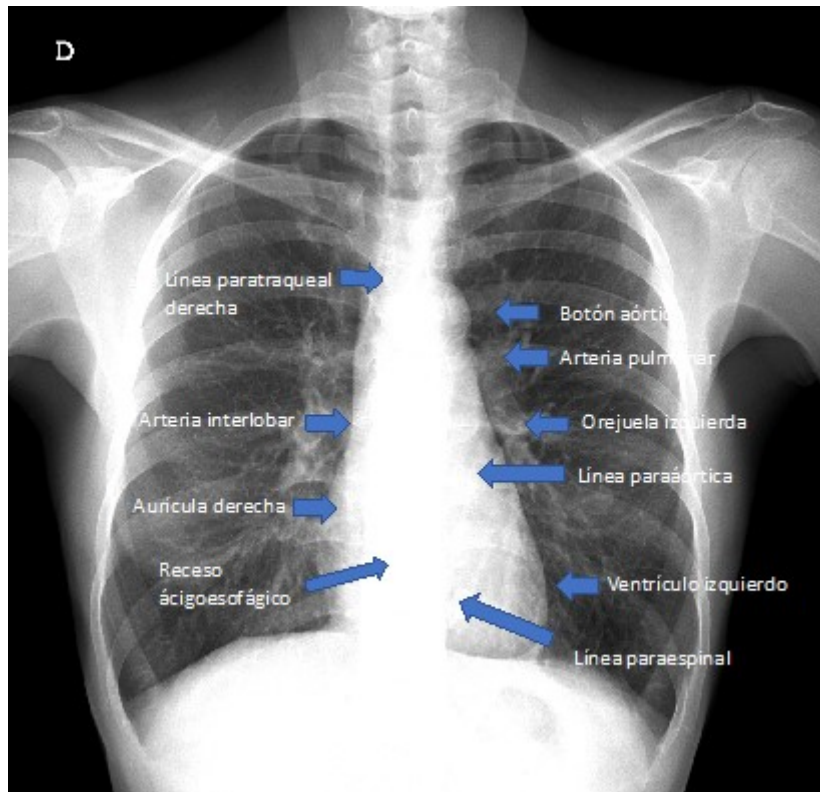
### 1.2.1. Proyección anteroposterior

En la radiografía de tórax PA es importante examinar todas las áreas donde el pulmón limita con el diafragma, el corazón y otras estructuras mediastínicas. En estos bordes se observan interfaces pulmón-tejido blando que dan como resultado una serie de líneas y la silueta cardíaca, que van a ser útiles localizadores de enfermedades, porque pueden desplazarse u oscurecerse, con la pérdida de la silueta normal. Va a ser clave para interpretar las radiografías frontales conocer las interfases pulmón-mediastínicas normales (Tabla 1). Aparecen como bordes nítidos en las zonas en que el pulmón y pleura adyacente contactan con diversas estructuras cardiovasculares.

Lado derecho	Lado izquierdo
Vena cava superior	Arteria subclavia izquierda
Arco de la vena ácigos	Cayado aórtico
Línea paraespinal derecha	Ventana aortopulmonar
Aurícula derecha	Arteria pulmonar principal
Receso ácigo-esofágico o línea paraesofágica derecha	Línea paraespinal izquierda
Margen lateral de la vena cava inferior	Orejuela izquierda
	Ventrículo izquierdo
	Paquete graso peri-epicárdico

**Tabla 1.** Interfases normales pulmón-mediastino.

Una serie de líneas van a ser también fundamentales para localizar patología mediastínica, como el receso ácigo-esofágico, la ventana aortopulmonar, la línea paraaórtica, la paratraqueal y la paraespinal. El desplazamiento de estas líneas va a ser de gran importancia en la detección de la patología mediastínica (Imagen 1).



**Imagen 1.** Radiografía de tórax normal en proyección PA.

## 1.2.2. Proyección lateral

En una vista lateral normal, los contornos del corazón son visibles y se ve la VCI entrando en la aurícula derecha. El espacio retroesternal debe ser radiotransparente, ya que solo contiene aire. Cualquier radiopacidad en esta área es sospechosa de un proceso en el mediastino anterior o en los lóbulos superiores del pulmón, o de crecimiento de ventrículo derecho. La arteria pulmonar principal izquierda pasa sobre el bronquio principal izquierdo y es más alta que la arteria pulmonar derecha, que pasa por delante del bronquio principal derecho.

## 1.3. Hallazgos patológicos de interés en cardiología

### 1.3.1. Aumento del tamaño de cavidades cardíacas

En una radiografía de tórax, solo se ven los contornos externos del corazón. En muchos casos, solo podemos saber si la figura del corazón es normal o agrandada y será difícil decir algo sobre los diferentes compartimentos del corazón. Se conoce como índice cardiotorácico (ICT) a la relación entre el diámetro transversal del corazón y el diámetro interno del tórax en su punto más ancho, justo por encima de la cúpula del diafragma, medido en una radiografía de tórax PA. El tamaño del corazón se considera demasiado grande cuando el ICT es  $> 50\%$  en una radiografía de tórax PA. Un aumento de la silueta cardíaca casi siempre es el resultado de una cardiomegalia, pero en ocasiones se debe a un derrame pericárdico (debe siempre levantar la sospecha de derrame pericárdico en el caso de pacientes sometidos a intervenciones recientes y en aquellos en los que placas recientes previas no muestren un aumento de la silueta) o incluso a un depósito de grasa.

No obstante, el conocimiento de la localización de las diferentes estructuras anatómicas puede ser de utilidad:

- ▮ Crecimiento auricular izquierdo: es la estructura más posterior. El agrandamiento de la aurícula izquierda da como resultado en la proyección PA una protrusión del contorno superior del corazón a la derecha, y en la vista lateral se verá un abultamiento del contorno postero-superior.
- ▮ Crecimiento auricular derecho: provocará un ensanchamiento del contorno derecho del corazón.
- ▮ Crecimiento ventricular izquierdo: situado a la izquierda y posterior al ventrículo derecho. Su aumento dará como resultado, en la vista PA, un aumento del tamaño del corazón hacia la izquierda, y, en la vista lateral, un abultamiento del contorno postero-inferior.
- ▮ Crecimiento ventricular derecho: es la estructura más anterior y está situada detrás del esternón. Su dilatación dará como resultado, en la vista PA, un aumento del tamaño del corazón hacia la izquierda también (como resultado de que pasa a conformar ápex cardiaco) pero, en la proyección lateral, se caracteriza por ocupar una mayor proporción del espacio retroesternal.

### 1.3.2. Insuficiencia cardiaca izquierda

En los pulmones, la insuficiencia del VI provocará la dilatación de los vasos pulmonares, la fuga de líquido hacia el intersticio y el espacio pleural y, finalmente, hacia los alvéolos, lo que provocará un edema pulmonar. Los cambios generados por la congestión venosa pulmonar se pueden dividir en 3 estadios, que se han correlacionado con cifras cada vez mayores de PCP.

- ▮ **Estadio I: redistribución.** En una radiografía de tórax normal con el paciente de pie, los vasos pulmonares que irrigan los campos pulmonares superiores son más pequeños y menos numerosos que los que irrigan las bases pulmonares. El lecho vascular pulmonar tiene una capacidad de reserva significativa y el reclutamiento puede abrir vasos previamente no perfundidos y causar distensión de vasos ya perfundidos. Esto da como resultado la redistribución del flujo sanguíneo pulmonar. Primero hay una igualación del flujo sanguíneo y luego una redistribución del flujo desde los lóbulos inferiores a los superiores. El término redistribución se aplica a las radiografías de tórax tomadas en inspiración completa en posición erecta. En la posición supina, habrá una igualación del flujo sanguíneo gravitacional, lo que puede dar la falsa impresión de redistribución. Otro signo también importante de congestión venosa será un incremento del ratio arteria-bronquio, más fácilmente distinguible en la región parahiliar, donde este ratio, en condiciones normales, es igual a 1.
- ▮ **Estadio 2: edema intersticial.** Se caracteriza por la fuga de líquido al intersticio interlobulillar y peribronquial. Cuando el líquido se filtra hacia los tabiques interlobulillares periféricos, aparecen líneas de Kerley B o líneas septales, que son líneas horizontales periféricas cortas de 1-2 cm cerca de los ángulos costofrénicos, que corren perpendiculares a la pleura. Cuando el líquido se filtra hacia el intersticio peribroncovascular, se observa un engrosamiento de las paredes bronquiales (manguito peribronquial) y una pérdida de definición de estos vasos (neblina perihiliar).
- ▮ **Estadio 3: edema alveolar.** Esta etapa ocurre cuando la fuga continua de líquido hacia el intersticio no puede compensarse con el drenaje linfático, lo que conduce a una fuga de líquido en los alveolos (edema alveolar) y al espacio pleural (derrame pleural). Los siguientes signos radiológicos pueden verse en esta etapa: edema alveolar (opacidad algodonosa) con consolidaciones perihiliares y broncogramas aéreos; líquido pleural; vena ácigos prominente (resultado de un aumento en la presión de la AD) y aumento del ancho del pedículo vascular, así como una silueta cardíaca agrandada.

### 1.3.3. Derrame pleural

El derrame pleural es bilateral en el 70% de los casos de ICC. Cuando es unilateral, es un poco más frecuente en el lado derecho. Tiene que haber al menos 175 ml de líquido pleural antes de que sea visible en una imagen PA como un menisco en el ángulo costofrénico. En una imagen lateral puede verse un derrame de >75 ml. Si se observa derrame pleural en una radiografía de tórax en decúbito supino, significa que hay al menos 500 ml presentes.

### 1.3.4. Calcificaciones

La detección de calcificaciones dentro del corazón es bastante común. Las más comunes son las calcificaciones de las arterias coronarias y las calcificaciones de la válvula aórtica y el anillo mitral. Las calcificaciones pericárdicas pueden asociarse con pericarditis constrictiva.

### 1.3.5. Localización de dispositivos implantables y sus complicaciones

El número de dispositivos cardiovasculares implantados ha aumentado drásticamente en los últimos años. Con la llegada de los desfibriladores implantables y la terapia de resincronización cardíaca, los dispositivos de estimulación se han vuelto, además, más complejos.

La radiología simple juega un papel importante en la evaluación inicial tras el implante y en el seguimiento de estos dispositivos. Además de evaluar la posición de los diferentes electrodos y el generador en estos pacientes, la radiografía simple va a ser fundamental en la evaluación de las complicaciones, entre las que destacan el neumotórax, la fractura o dislocación de electrodos, la infección, la perforación y el síndrome de Twiddler (mal funcionamiento de un marcapasos debido a la manipulación del dispositivo por parte del paciente que conlleva un desprendimiento de los cables).

La radiología simple es de gran utilidad también para valorar el tipo y posición de válvulas protésicas, de dispositivos de cierre percutáneo, de asistencias de soporte mecánico y de stents de grandes arterias.

## 2. Tomografía computerizada

---

### 2.1. Fundamentos de la tomografía computerizada

---

De forma muy básica, la tomografía computerizada (TC) consiste en un conjunto compuesto por un tubo emisor de rayos X enfrenteado a una bandeja de detectores, con el paciente colocado entre ambos. Durante la emisión de rayos X, ambos componentes, tubo y detectores, rotan alrededor del paciente de forma conjunta. El haz de rayos X, en forma de abanico, atraviesa al paciente, y los detectores obtienen medidas de la atenuación resultante en función de las características del tejido atravesado. Existen dos tipos de adquisición:

- ▮ SECUENCIAL, desarrollada en 1972.
- ▮ HELICOIDAL, desarrollada a partir de 1989, inicialmente monocorte, y posteriormente con técnica multicorte.

#### 2.1.1. TC secuencial

En la **TC secuencial**, durante la emisión de rayos X (es decir durante el giro del conjunto tubo-detectores) la mesa en la cual el paciente se encuentra tumbado permanece estática. La consecuencia es la obtención de una "loncha" o sección de imagen axial, sin superposición de estructuras y con buena discriminación de las diferentes densidades. A continuación, y sin emitir rayos X, se produce un movimiento de la mesa para recolocar al paciente. Se vuelve a obtener otra sección de imagen con la mesa parada. Y así, de forma sucesiva, se repite el proceso. El resultado final es la obtención de una serie de secciones de imagen, cuyo grosor dependerá, entre otras cosas, de la colimación del haz de rayos, y que estarán separadas entre sí una distancia variable en función del avance de mesa programado.

## 2.1.2. TC helicoidal

El siguiente desarrollo consistió en asociar un desplazamiento longitudinal de la mesa a velocidad constante durante la rotación continua del tubo de Rx. De tal forma que, si a una rotación le asociamos un movimiento longitudinal, obtenemos una hélice o espiral (**TC helicoidal o espiral**). La ventaja de esta adquisición de datos continua es que se obtiene una representación de un volumen frente a cortes contiguos de la TC secuencial.

El siguiente avance consistió en añadir 2 filas de detectores en 1992, que se conoce como **TC helicoidal multidetector, multicanal, o multicorte**. Como resultado, se consiguió obtener el doble de volumen en cada giro del tubo. A partir de ese momento se fueron añadiendo filas a la bandeja de detectores: 4 filas en 1998, 16 en 2002, 64 en 2007, 256 y 320 actualmente.

Muchas son las ventajas del TC multidetector:

- ▮ Mayor rapidez de adquisición: menos artefactos por movimiento y necesidad de apneas más cortas.
- ▮ Cortes más finos.
- ▮ Imágenes de mayor resolución: reconstrucción volumétrica isotrópica.
- ▮ Posibilidad de obtener estudios en distintas fases vasculares.
- ▮ Cuantas más filas de detectores, mayor longitud de adquisición en menor tiempo. Esto es, si tenemos un TC de 64 cortes, con una colimación de 0.625 mm, tenemos 40 mm de cobertura por giro ( $0.625 \times 64 = 40$  mm), por lo que necesitaremos varios giros para cubrir todo el corazón. En cambio, si tenemos un TC de 320 cortes, con una colimación de 0.625 mm, tendremos 200 mm de cobertura/giro, con lo que con un solo giro obtendremos la información de todo el corazón.

## 2.1.3. Últimos avances

### TC de doble tubo

Consiste en incluir dos conjuntos de tubo de rayos X - bandeja de detectores dispuestos de forma perpendicular entre sí, de tal forma que para obtener la imagen se requiere la mitad de tiempo. Este hecho tiene especial relevancia para minimizar artefactos de estructuras en movimiento como el corazón.

### TC de doble energía, de energía dual o espectral

La energía dual se basa en el concepto de que la absorción de rayos X depende de la energía del haz, y los elementos tienen una atenuación diferente a 80 kV que a 120 kV. Ello permite caracterizar determinados elementos químicos (como el yodo o el calcio) y detectar anomalías funcionales en ausencia de alteraciones morfológicas o densitométricas. La obtención de la energía dual se puede conseguir de varias formas:

TC de doble fuente: Cada tubo emite una energía diferente.

Conmutación rápida del kilovoltaje: emplea un solo tubo, que durante el giro va produciendo de forma alternativa espectros de baja y alta energía.

Detectores multicapa o sándwich: consiste en un único tubo con un haz de rayos X a la energía habitual, pero dos capas de detectores. Los fotones de baja energía se recogen en la capa superior y los de alta en la inferior.

De entre las principales aplicaciones clínicas en Cardiología se encuentran: 1: permite sustraer el yodo y, por tanto, obtener un estudio "simple" partir de uno con contraste. 2: es posible caracterizar el calcio, lo cual permite eliminar el calcio de las placas de ateroma y 3: permite la valoración de perfusión miocárdica en cardiopatía isquémica mediante mapas de yodo.

## Imagen funcional por TC

La angiografía por TC se ha convertido en la última década una de las técnicas de elección para el diagnóstico de enfermedad arterial coronaria (EAC). Presenta una sensibilidad y especificidad del 97% y 78% para la detección de EAC anatómicamente significativa comparado con la angiografía coronaria invasiva (ACI). Sin embargo, con respecto a la FFR, a pesar de mantener un buen grado de sensibilidad (del 93%), su especificidad es únicamente del 53% para la detección de EAC **funcionalmente** significativa. Dentro de sus limitaciones se encuentra la sobrestimación de la severidad de las lesiones coronarias en comparación con la ACI, en especial en placas severamente calcificadas, así como un pobre valor predictivo en la identificación de las estenosis hemodinámicamente significativas. Es por ello que, además de la imagen angiográfica, el añadir información funcional de las lesiones aporta una mayor especificidad a la prueba.

Las principales modalidades de angioTC funcional son:

▸ **FFR con tomografía (FFR-CT):** es una de las propuestas más recientes para obtener en una única prueba de imagen información estructural y funcional de la vascularización coronaria. Los avances en la dinámica de fluidos computacional permiten la determinación de la FFR a partir de imágenes estáticas obtenidas mediante TC. La TC se realiza utilizando protocolos de adquisición estándar, sin necesidad de adquirir imágenes adicionales o mayor exposición a radiación y no es necesario administrar adenosina. Además de las limitaciones técnicas de la FFR-TC (muy dependiente de una excelente calidad de imagen), existen otros obstáculos generales que hasta ahora han impedido una integración más generalizada de la FFR-TC en los flujos de trabajo rutinarios. Por ejemplo, el tiempo de posprocesado para la determinación de la FFR-TC puede ser largo y es variable según el método de evaluación utilizado. El algoritmo actualmente disponible comercialmente, aprobado por la FDA, requiere que los datos de la C-TC sean enviados a un laboratorio central para su análisis, donde los resultados de la FFR-TC son devueltos en 1-4 horas. Esto puede limitar la aplicación clínica especialmente en situaciones de emergencia. Existen otros algoritmos que se pueden utilizar localmente en estaciones de trabajo y que permiten determinar la FFR-TC en aproximadamente 45 minutos o menos, pero requieren la interacción del médico y, hasta la fecha, muchos son prototipos en investigación que aún no han sido aprobados por la FDA. En el futuro, la utilización del deep-learning en el análisis FFR-TC tiene el potencial de reducir los tiempos de cálculo.

▸ **TC de perfusión:** los escáneres de última generación (>64 cortes) permiten obtener imágenes de perfusión (TCP) tanto de forma estática, basal, como tras el estrés farmacológico con vasodilatadores coronarios como la adenosina, el dipyridamol o el regadenoson. En las exploraciones de TCP estáticas, se adquieren las imágenes en una sola fase arterial durante el primer paso arterial del medio de contraste. De entre las técnicas estáticas, la adquisición de energía dual recientemente introducida es una de las técnicas más prometedoras, ya que permite el análisis cuantitativo evaluando la distribución del yodo durante la fase de primer paso de los medios de contraste, basándose en sus características de absorción de rayos X a diferentes ajustes del voltaje del tubo de rayos X (kV). La adquisición de las imágenes de TCP con resolución temporal dinámica permite captar múltiples fases consecutivas con contraste, a medida que el bolo transita por el miocardio, de manera similar a lo que se hace en la RM de estrés. Calculando la curva de atenuación en el tiempo, la adquisición dinámica permite calcular los parámetros de perfusión utilizando para ello una modelización matemática. Requiere protocolos específicos con al menos dos fases de adquisición (basal/estrés o estrés/basal) y de forma opcional, una tercera adquisición para obtener imágenes del realce tardío.

## 2.1.4. Particularidades de la TC cardiaca

La imagen del corazón es un reto para la TC por tratarse de un órgano en continuo movimiento. Por un lado, se va a requerir una alta resolución temporal, ya que cuanto menor es el tiempo de adquisición, menor será el artefacto de movimiento, y por otro, una alta resolución espacial, ya que deben valorarse vasos de escaso milímetros y distinguir adecuadamente su contenido de placa y grado de estenosis. Hoy en día se acepta que con TC de 64 detectores o más, con colimaciones entre 0.5- 0.625 milímetros, se adquieren vóxeles isotrópicos con la suficiente resolución espacial para valorar las arterias coronarias, si se consiguen situaciones favorables (FC <65 lpm, regulares). A pesar de los grandes avances del TC en el último año, la resolución espacial del TC no es todavía lo suficientemente buena en pacientes con calcificación coronaria severa, ya que el efecto *blooming* generado por el calcio impide una adecuada visualización de la luz que conduce, en la mayoría de los casos, a la sobreestimación de la estenosis. Este efecto consiste en que los vóxeles que se localizan el exterior de la placa densamente calcificada aparentan formar parte de la placa cuando realmente no es así. La evaluación de la luz intrastent sigue siendo también un reto importante para la angiografía por TC, que va a estar muy condicionada tanto por las características del stent (tamaño, localización y material que lo compone) como de las características de la máquina de TC (menor del 50% en Tc de 1ª generación vs 70-80% con Tc de 2ª y 3ª generación).

La adquisición de imágenes deberá sincronizarse siempre con el ECG de paciente. Se administrará NTG sublingual para mejorar el diámetro de las arterias coronarias y se utilizarán fármacos cronotropos negativos para conseguir frecuencias cardiacas lo más bajas posibles y minimizar el movimiento.

### RECUERDA



La modalidad de adquisición de imágenes retrospectiva es helicoidal y permite el análisis de las estructuras cardiacas en las diferentes fases del ciclo cardiaco, a expensas de una mayor dosis de radiación.

## 2.1.5. Modalidades de adquisición de imagen

Existen dos modalidades:

### Adquisición retrospectiva

Se llama así porque utiliza una medición de la duración de la onda R basada en una observación retrospectiva del trazado. Es una adquisición **HELICOIDAL**: obtenemos un volumen de datos, y por tanto, información de todo el ciclo cardíaco. En la sincronización retrospectiva estándar la potencia del tubo es continua a lo largo de toda la adquisición, aunque existe la posibilidad de modular la dosis en determinadas fases del ciclo.

Dentro de sus ventajas está que permite valorar las arterias coronarias en distintas fases del ciclo cardiaco, favoreciendo así una reducción de estudios con segmentos no valorables por artefactos de movimiento, y que permite análisis funcional tanto ventricular como valvular.

La principal limitación es la alta dosis de radiación (8-15 mSv) en TC de 64 cortes.

### RECUERDA



Se requiere al menos un TC de 64 filas de detectores, con colimaciones entre 0.5-0.625 milímetros, para obtener la suficiente resolución espacial para valorar las arterias coronarias.



**Imagen 2.** Ejemplo de la calidad de la visualización de la coronaria derecha media en el surco auriculoventricular derecho en diversas reconstrucciones de distintas fases del ciclo cardiaco (10%, 40%, 75% y 90%).

### Adquisición prospectiva

Es una adquisición SECUENCIAL en la que la observación del trazado es prospectiva. Se adquiere una loncha de tejido con la mesa estática en el momento del R-R que hayamos seleccionado (75% para coronarias, 40% para la raíz aórtica) y, posteriormente, la mesa avanza sin que SE emita radiación para adquirir la siguiente loncha de tejido. Como se ha visto antes, cuantas más filas de detectores tiene el TC, menor será el número de movimientos de la mesa, hasta el punto de que los TC de 320 cortes pueden adquirir la información de todo el corazón en un solo ciclo y una única rotación del Gantry. Su ventaja es la menor dosis de radiación (en torno a 3-4 msv para Tc de 64 cortes), y sus inconvenientes es que es más susceptible al movimiento, no permite estudio funcional y requiere apneas más largas. Además, debido a la propia adquisición secuencial (en "lonchas") puede aparecer un artefacto de escalón entre ellas.



**Imagen 3.** Artefacto de escalón característico del TC prospectivo en "lonchas".

## 2.1.6. Postproceso de las imágenes

Inicialmente se recomienda una revisión axial en modo cine para localizar adecuadamente el origen y trayecto de las arterias coronarias. Después haremos reconstrucciones de proyección de máxima intensidad (MIP) de loncha fina (<5 mm) siguiendo el curso de cada vaso. Se debe segmentar con reconstrucciones multiplanares (MPR) curvas y rectas para la valoración de posibles estenosis, utilizando software de cálculo de estenosis si se considera necesario. Se harán también reconstrucciones volumétricas para relaciones anatómicas complejas. Finalmente se realizarán los estudios cuantitativos funcionales, de perfusión o de escara si han sido diseñados para ello.

## 2.2. Aplicaciones de la TC a la cardiología

### 2.2.1. Detección de enfermedad coronaria: precisión diagnóstica

Para satisfacer la necesidad de detectar la existencia de enfermedad coronaria, las pruebas han evolucionado desde una simple prueba de ejercicio en cinta rodante hasta:

1. Medidas que estiman los cambios en el flujo sanguíneo del miocardio: imágenes de perfusión miocárdica mediante tomografía computarizada por emisión de fotón único (SPECT), tomografía por emisión de positrones (PET), pruebas de estrés por resonancia magnética (RM).
2. Medidas que detectan la consecuencia funcional de la reducción del flujo sanguíneo miocárdico: ecocardiografía de estrés (EE).
3. Imagen anatómica: angiotomografía computarizada (ATC).
4. Combinación de imágenes coronarias anatómicas con fisiología o perfusión: reserva fraccional de flujo derivada de ATC (FFRCT) y CTP.

La forma en que estas modalidades se comparan entre sí tiene implicaciones importantes para las estrategias de diagnóstico.

El estándar de oro para determinar la isquemia también ha evolucionado desde la estenosis porcentual del diámetro (DS) en la angiografía coronaria invasiva (ICA) a medidas más fisiológicas, como la reserva de flujo fraccional invasivo (FFR) que refleja mejor el flujo sanguíneo coronario y la isquemia inducible. El uso del % DS como estándar de referencia a menudo proporciona una evaluación inexacta de la isquemia, aunque se sigue utilizando con mucha más frecuencia que la FFR invasiva antes de la intervención coronaria percutánea.

Como se ha comentado previamente, la ATC presenta una sensibilidad y especificidad del 97% y 78% para la detección de EAC anatómicamente significativa comparado con la angiografía coronaria invasiva (ACI). Sin embargo, con respecto a la FFR, a pesar de mantener un buen grado de sensibilidad (del 93%), su especificidad es únicamente del 53%.

Con respecto a otras técnicas no invasivas:

- ▮ Comparada con la detección por angiografía de lesiones superiores al 50% DS como referencia, ACT, RM y PET son las modalidades más sensibles y específicas; SPECT y EE son menos sensibles y específicos.
- ▮ Comparada con FFR invasivo <0,80 como referencia, la ATC, la RM y la PET son las más sensibles y la RM y la PET son las más específicas. La ACT es la menos específica, pero CT-FFR y CTP aumentan la especificidad al nivel de RM y PET sin pérdida de sensibilidad. La SPECT y EE son los menos sensibles.

## 2.2.2. Aportación pronóstica de la ATC

### Valor pronóstico de la angiografía coronaria

La ATC proporciona información pronóstica para pacientes con todos los niveles de riesgo cardiovascular. Además, unos resultados de ATC tanto normales como anormales proporcionan información importante que puede condicionar investigaciones posteriores e influenciar el manejo médico. Análisis de los registros han establecido el excelente valor pronóstico de una ATC normal, tanto a corto como a largo plazo, con potencia suficiente para estimar una tasa de eventos cardiovasculares mínima incluso a 10 años. Por el otro lado, la determinación de aterosclerosis coronaria, tanto obstructiva como no obstructiva, ensombrece el pronóstico del paciente. Además de la presencia y la gravedad de la estenosis de la arteria coronaria, la ATC puede proporcionar información adicional sobre la carga de placa y las características adversas de la misma. La evaluación cuantitativa de la placa (medida como porcentaje de volumen de ateroma) al inicio en un estudio con ATC seriados, fue el predictor más fuerte de la progresión de la enfermedad no obstructiva a lesiones obstructivas. El componente no calcificado de la placa es también importante: el alto volumen de placa no calcificada (esto es, de baja densidad) es uno de los parámetros más potentes para predecir un SCA en pacientes con EAC extensa.

Las características adversas de la placa de las arterias coronarias (también conocidas como placas de alto riesgo o placas vulnerables), capaces de predecir resultados adversos que incluyen eventos coronarios agudos, son:

- ▮ El remodelado positivo.
- ▮ La calcificación irregular, puntiforme.
- ▮ Las placas de baja atenuación.
- ▮ El signo del "servilletero": placa hipoatenuada con cierto remodelado positivo y un anillo de mayor atenuación rodeándola, que es la representación por TC de las placas caracterizadas por núcleos (cores) necróticos rodeados de una fina capa fibrótica, que se han asociado con los síndromes coronarios agudos.

## Valor pronóstico de la cuantificación de calcio coronario

La cuantificación de calcio basado en Agatston (score de calcio coronario, SCC) es una medida del volumen total y la densidad de la calcificación coronaria epicárdica que se resume en un solo número que va desde 0 (es decir, la ausencia de calcificaciones) a puntuaciones de varios miles que indican aterosclerosis coronaria extensa. También puede expresarse en forma de percentil, que se obtiene al comparar el SCC de un individuo con otros de la misma raza, rango etario y sexo extraídos de bases de datos de individuos asintomáticos

La adquisición es sincronizada, secuencial, con espesores de corte de 2,5 mm, y no requiere contraste iv. El calcio coronario se define como una zona a nivel coronario con un umbral de unidades Hounsfield por encima de 130, en un área de al menos 1 mm<sup>2</sup>.

El valor pronóstico del SCC ha sido validado en múltiples estudios, incluyendo el Dallas Heart, Rotterdam, MESA y Heinz-Nixdorf Recall (HNR), entre otros. En 2004, Greenland y colaboradores reportaron los resultados en 1.461 individuos asintomáticos seguidos durante siete años, demostrando que, para todas las categorías de riesgo del score de Framingham, la presencia de un SCC >300 UA se asociaba a mayor riesgo de muerte CV e infarto de miocardio en comparación con un score de 0 UA. Uno de los mayores estudios realizado es el MESA, un registro prospectivo donde se incluyeron 6.814 individuos seguidos a 3,8 años en el reporte inicial y con seguimiento hasta 14,5 años en diferentes subgrupos. Comparados con aquellos individuos con SCC 0, el *hazard ratio* (HR) para un evento coronario fue de 7,73 para los que tenían score entre 101 y 300 UA y 9,67 para aquellos con un score >300 UA.

Desde 2010, ha habido numerosos reportes a este respecto, y la síntesis de esta evidencia es una validación aún mayor de la utilidad pronóstica de SCC en individuos asintomáticos. El tamaño de la muestra acumulada es 84.182 pacientes y refleja una gran diversidad de eventos clínicos cardiovasculares (incluidos la mortalidad cardíaca o por cualquier causa, infarto de miocardio, hospitalización por angina inestable, revascularización a los 3 meses, ictus y ataques isquémicos transitorios). Los resultados revelan que existe una relación proporcional directa entre SCC y eventos clínicos estratificados por las categorías SCC 0, 1-99, 100-399 y >400. Se han reportado cocientes de riesgo relativo hasta 20 veces mayores para SCC de alto riesgo en comparación con una puntuación de SCC de 0.

### RECUERDA



La cuantificación del SCC puede reclasificar a los pacientes con un riesgo cardiovascular moderado que no alcancen objetivos de LDL para este grupo:

- SCC de 0 = no intervención farmacológica.
- SCC >100 = se reclasifican a alto riesgo.

## 2.2.3. Utilidad del TC en el manejo de las valvulopatías

La ATC puede ser de gran utilidad en la evaluación de las enfermedades valvulares, particularmente en la estenosis aórtica y posible enfermedad de la aorta asociada (dilatación, calcificación). La aortografía por TC (o RMN) debe realizarse siempre que los datos ecocardiográficos indiquen un agrandamiento aórtico >40 mm en estos pacientes para aclarar el diámetro aórtico y evaluar la morfología y configuración aórticas. Puede proporcionar información sobre la anatomía valvular y su grado de calcificación (valor que se relaciona con la velocidad de progresión y eventos clínicos, por un lado, y que es útil, combinado con otros parámetros de cuantificación, para determinar la severidad de la estenosis en pacientes con bajo gradiente, por el otro). La ATC es esencial en la planificación previa al procedimiento de TAVI, siendo la herramienta de primera elección para ello. Aporta información esencial sobre la forma y tamaño del anillo, la distribución del calcio valvular y aórtico, el riesgo de obstrucción coronaria, las dimensiones de la aorta, la mejor proyección para la liberación de la prótesis en hemodinámica y el estado de los accesos vasculares.



La ATC es también un requisito previo para la planificación de intervenciones percutáneas sobre las válvulas mitral y tricúspide, y una buena forma de evaluar la extensión de un MAC (*mitral annulus calcification*).

Por último, el TC puede ser de gran utilidad en la evaluación de la endocarditis. En este contexto, se puede utilizar para detectar abscesos/pseudoaneurismas con una precisión diagnóstica similar a la ecografía transesofágica (ETE), y posiblemente sea superior en el suministro de información sobre el alcance y las consecuencias de cualquier extensión perivalvular. Por otro lado, la combinación de la TC con técnicas de medicina nuclear se ha establecido en los últimos años como una técnica de gran utilidad en el diagnóstico de casos difíciles, sobre todo de válvulas protésicas. De hecho, el hallazgo de captaciones periprotésicas anormales en prótesis implantadas hace más de 3 meses mediante técnicas de PET/TC o SPECT/TC, así como el hallazgo de complicaciones perivalvulares por TC, constituyen criterios radiológicos mayores, al igual que lo hallazgos del ETE, para el diagnóstico de endocarditis en las últimas guías de endocarditis de la Sociedad europea de Cardiología de 2015.

## 2.2.4. Niveles de indicación del TC en las guías de práctica clínica

### Síndrome coronario agudo sin elevación del ST

- ▮ Recomendación IB: en pacientes sin dolor recurrente, con hallazgos de ECG y troponina normales, pero en los que todavía se sospecha SCA, se recomienda una prueba de estrés con imagen o una angioTC coronario.
- ▮ Recomendación IA: se recomienda la angioTC para descartar SCA en pacientes con probabilidad baja-intermedia de enfermedad coronaria cuando los valores de Tnt y el ECG son normales o no concluyentes.

### Sospecha de enfermedad coronaria en pacientes sintomáticos

- ▮ Recomendación IB: Se recomienda el uso de pruebas no invasivas de imagen funcional para detectar isquemia miocárdica o angio TC para el diagnóstico inicial de EC en pacientes sintomáticos en los que no se puede descartar EC obstructiva por la evaluación clínica. Las guías recomiendan preferenciar la angioTC coronaria en aquellos pacientes con baja probabilidad pretest de EC, sin EC conocida, cuyas características clínicas permitan intuir una buena calidad de imagen y si se desea tener información sobre la existencia de aterosclerosis subclínica. En caso del hallazgo de lesiones intermedias de dudosa significación funcional en pacientes paucisintomáticos o asintomáticos, se recomiendan completar la evaluación con pruebas funcionales antes de derivar a angiografía invasiva (recordamos el bajo valor predictivo positivo de la angioTc en lesiones intermedias para detectar isquemia inducida).
- ▮ Recomendación IIA C: Se debe considerar la ATC como prueba alternativa a la coronariografía invasiva cuando los resultados de pruebas no invasivas sean equívocos (no candidatos a estatinas) o no diagnósticos.
- ▮ Recomendación III C: No se recomienda la ATC en caso de calcificación coronaria extensa, frecuencia cardíaca irregular, obesidad significativa, incapacidad del paciente para cooperar aguantando la respiración u otra condición que dificulte la adquisición de imágenes de buena calidad.

### Paciente con EC establecida

- ▮ Recomendación IIIC: No se debe emplear la angioTC para el seguimiento de pacientes con EC establecida, dado que, aunque tiene capacidad para visualizar la anatomía coronaria, no proporciona información funcional relacionada con la isquemia.
- ▮ No obstante, se podría emplear en casos específicos, como para establecer la permeabilidad de injertos coronarios o su localización previo a una nueva esternotomía.
- ▮ Puede considerarse apropiado el uso de TC para la evaluación de pacientes portadores de stents con diámetros mayores de 3 mm si se prevee una buena calidad de la adquisición (FC controlada, buena apnea).

## Cribado de EC en pacientes asintomáticos

- ┌ **Recomendación IIb B:** Se puede considerar la determinación de calcio coronario mediante tomografía computarizada como modificador del riesgo en la evaluación del riesgo cardiovascular de sujetos asintomáticos con riesgo bajo o moderado con indicación de tomar estatinas.
- ┌ **Recomendación II b C:** Para la evaluación del riesgo cardiovascular de adultos asintomáticos con alto riesgo (diabetes, historia familiar de EC o evaluación previa del riesgo indicativa de riesgo alto de EC), se puede considerar el uso de pruebas de imagen funcional o ATC coronaria.
- ┌ **Recomendación IIa C:** Se debe considerar la ATC coronaria como alternativa a la coronariografía antes de la cirugía valvular en pacientes con valvulopatía avanzada y baja probabilidad de EC.
- ┌ Se considera apropiado realizar ATC para excluir enfermedad arterial coronaria en pacientes con sospecha de miocardiopatía no isquémica.
- ┌ Se considera apropiado realizar ATC para excluir enfermedad coronaria en pacientes en pacientes que van a someterse a cirugía por disección de aorta o endocarditis valvular aórtica.
- ┌ **Recomendación III C:** No están indicadas la ATC coronaria ni las pruebas funcionales de imagen para la evaluación diagnóstica de adultos asintomáticos, no diabéticos y con bajo riesgo.

## Otros escenarios de uso apropiado para el TC en cardiología

- ┌ La ATC con una imagen retardada (60 a 90 segundos) es una alternativa apropiada a la ecografía transesofágica cuando el objetivo principal es excluir el trombo en la aurícula u orejuela izquierdas, y en pacientes donde los riesgos asociados con TEE superan los beneficios.
- ┌ La ATC es una técnica muy útil para valorar la anatomía y programar el procedimiento de cierre de orejuela izquierda en pacientes con fibrilación auricular.
- ┌ La ATC es una técnica apropiada para visualizar la anatomía de las venas pulmonares previo a un procedimiento de ablación de venas pulmonares, y la técnica de elección para la evaluación de sus complicaciones principales (estenosis ostial, perforación esofágica).
- ┌ La ATC es una técnica apropiada para la evaluación anatómica de pacientes con cardiopatías congénitas, el drenaje venoso sistémico y pulmonar y el estudio de las anomalías coronarias.

# 3. Resonancia magnética cardíaca

## 3.1. Fundamentos de la resonancia magnética nuclear

En esencia, un estudio de resonancia magnética (RM) consiste en exponer a un paciente a una energía con una frecuencia determinada que absorbe y que poco después es reemitida por el paciente y detectada por un equipo, para finalmente ser procesada y valorada por el experto en imagen.

En el interior del organismo hay millones de átomos con sus correspondientes núcleos (compuestos por protones) y electrones que lo rodean. El protón tiene una carga positiva y da vueltas sobre sí mismo, es decir tiene un espín. Como la carga positiva se mueve con el protón, cada protón genera una corriente eléctrica que va acompañada de un pequeño campo magnético. Cuando el paciente es introducido en un imán muy potente, los protones se alinean con ese campo magnético externo y, además del espín, tienen un movimiento alrededor del eje mayor del campo magnético externo (movimiento de precesión). La mayoría de los protones se alinea en la dirección del campo magnético del imán del equipo y aunque algunos se alinean en sentido contrario, el efecto neto es que los protones del paciente crean un campo magnético que tiene la misma dirección que la del imán del equipo (magnetización longitudinal). Entonces, el equipo emite una ráfaga de pulsos de radiofrecuencia (RF) para cambiar la dirección del campo magnético de los protones al transmitirles energía, de tal forma que la magnetización longitudinal disminuye y aparece una magnetización transversal. Cuando la ráfaga de pulsos de RF cesa, los fenómenos de magnetización vuelven a la situación inicial. Así, la magnetización longitudinal aumenta de nuevo (relajación longitudinal, que se describe por el tiempo de relajación longitudinal, T1) y la magnetización transversal disminuye y desaparece (relajación transversal, que se describe por el tiempo de relajación transversal, T2). En general, T1 es más largo que T2, y el agua y los tejidos con alto contenido líquido tienen tiempos de relajación más largos que la grasa.

Los pulsos de radiofrecuencia se diferencian por la cantidad de energía que transfieren a los protones, es decir, por el grado de relajación provocado. Así, los pulsos se definen por la capacidad de desviar los protones desde su posición inicial medida en ángulos.

Una secuencia en RM consta generalmente de varios pulsos de RF que pueden ser diferentes entre sí. La diferencia entre unas secuencias y otras depende del tipo de pulsos de radiofrecuencia utilizados y del tiempo que hay entre ellos. Al combinar estas variables se obtienen secuencias cuyo resultado puede ser diferenciar sobre todo los tejidos según su T1 (imágenes potenciadas en T1) o según su T2 (imágenes potenciadas en T2). También hay secuencias que potencian la imagen de tejidos con alta densidad de protones. El receptor del equipo de RM capta los cambios en la magnetización que se producen en los protones después de haber recibido la energía de los pulsos de radiofrecuencia, esto es, capta la relajación longitudinal y transversal de los protones. La información obtenida directamente de la relajación de los protones se denomina matriz de datos crudos o espacio k, que no es más que una rejilla de puntos que debe transformarse mediante la ecuación de Fourier para obtener una imagen interpretable.

### 3.1.1. Secuencias de pulso en resonancia magnética

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

#### Secuencias de spin-echo

La característica de las secuencias SE es que la sangre en el interior de los vasos y de las cámaras cardíacas es hipointensa o «**negra**». Estas secuencias se obtienen con pulsos de RF selectivos para cada corte, de manera que la sangre que fluye a través del plano durante la obtención de la imagen de RM no proporcionará señal (vacío de señal intracardiovascular). Modificando los parámetros de adquisición de las secuencias podemos obtener imágenes potenciadas en T1 (SE-T1), en densidad protónica (SE-DP) o en T2 (SE-T2). Las secuencias SE-T1 se utilizan, fundamentalmente, para obtener información anatómica. Las secuencias potenciadas en T2, para la detección de edema. El análisis de la señal en secuencias SE-T1, SE-DP y SE-T2 permite realizar la caracterización tisular de las estructuras cardíacas y de las masas.

#### Secuencias de gradient-echo

La secuencia de EG proporcionan imágenes de «sangre blanca». La hiperintensidad de señal de la sangre se debe al movimiento del flujo que entra en el plano de imagen y que contrasta con la pérdida de señal por saturación de los tejidos estacionarios, y será más hiperintensa cuando la dirección del flujo sea perpendicular al plano de la imagen. Las secuencias EG son las utilizadas para obtener estudios funcionales cardíacos. Su característica principal es la elevada resolución temporal (permite adquirir una imagen a intervalos de 20-40 ms durante el ciclo cardíaco), lo que permite analizarlas en modo cine-RM. Las secuencias EG se utilizan, fundamentalmente, para analizar y cuantificar la función cardíaca global y regional, el flujo intravascular y la motilidad valvular.

#### Secuencias de cuantificación de flujo o contraste de fase

Este método está basado en el principio de que los protones en movimiento, sometidos a un campo magnético, cambian su ángulo de fase en proporción a la velocidad del flujo. En estas secuencias se aplica un gradiente bipolar que hace que el tejido estacionario no tenga señal y los espines en movimiento vayan relajándose de manera progresiva (cambiando el ángulo de fase) en función de su velocidad.

Las proyecciones longitudinales en la misma dirección del vaso o del *jet* de flujo son muy difíciles de cuantificar y sirven para una valoración cualitativa de la dirección del *jet* fundamentalmente. Así, para realizar cálculos volumétricos se programa la secuencia en cortes perpendiculares al vaso o *jet* en estudio, se define cuál será la velocidad máxima esperada del flujo específico y se obtienen dos tipos de imagen: la de fase y la de magnitud. Las imágenes de fase consisten en un conjunto de píxeles en tonos de gris que varían de intensidad de señal según la fase del ciclo cardiaco (sístole o diástole). Las de magnitud son similares a las obtenidas en el estudio morfológico con secuencias en sangre blanca. Sobre estas imágenes de fase se dibuja el área de interés y se obtienen los valores correspondientes al área del vaso, la velocidad máxima, el flujo total, el volumen por latido y el flujo anterógrado y retrógrado. Las medidas instantáneas tomadas en múltiples puntos del ciclo cardiaco se trazan contra el tiempo para construir una curva de flujo. La integral del área bajo la curva determina el volumen del flujo durante el ciclo cardiaco (esto es, el volumen/latido). El volumen anterógrado está determinado por la parte de la curva encima de la línea base y el retrógrado, por la curva que está por debajo de esta línea. Con estos valores podremos calcular la fracción de regurgitación valvular. Conociendo la velocidad máxima y la velocidad media del flujo también se pueden calcular los gradientes de presión mediante la ecuación modificada de Bernoulli, como habitualmente se realiza con Doppler.

### Secuencias de marcaje miocárdico o tagging

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

### Secuencias de perfusión miocárdica

Las secuencias EG potenciadas en T1, ultrarrápidas, con alta resolución temporal y máxima relación señal/ruido obtenidas antes, durante y después de la inyección de contraste intravenoso en embolada permiten analizar la perfusión miocárdica. Es lo que se conoce como perfusión de primer paso. La capacidad de las máquinas actuales de RM permite obtener múltiples imágenes en múltiples planos.

### Secuencias de realce tardío

Estas imágenes consisten en:

1. Inyección por vía intravenosa de contraste de quelatos de gadolinio.
2. Esperar un tiempo (variable).
3. Adquisición de una secuencia EG potenciada en T1 modificada mediante la aplicación de un pulso previo de inversión de 180°.
4. Cálculo del tiempo de inversión que permite anular el tejido seleccionado, en este caso el miocardio.

El miocardio normal, hipointenso en estas secuencias, contrasta con las áreas hiperintensas de realce tardío por el efecto de la alteración del tiempo de «lavado» del contraste. Estas áreas hipertintensas son áreas de miocardio anormal.

### Angiografía tridimensional con contraste intravenoso

La angiografía por RM tridimensional con inyección por vía intravenosa de quelatos de gadolinio es una secuencia EG rápida, que adquiere imágenes volumétricas sincronizadas con la inyección por vía intravenosa de contraste, con elevada resolución y campos de visión amplios durante una apnea, sin necesidad de sincronización electrocardiográfica. El posprocesado de las imágenes adquiridas permite la visualización angiográfica de las imágenes en cualquier plano del espacio. Es útil para valorar la luz y el contorno de los vasos, la anatomía vascular compleja en las cardiopatías congénitas, la relación con vasos pequeños, y el calibre y la permeabilidad de las derivaciones posquirúrgicas.



## Angiografía tridimensional sin contraste intravenoso

Implican varias modalidades en las que se puede obtener información anatómica vascular de gran calidad sin necesidad de administración de contraste intravenoso. Estas secuencias utilizan el contraste intrínseco que se genera entre la sangre que fluye y los tejidos estacionarios como base para generar angiogramas. Sus principales ventajas incluyen el ahorro de costes y una mayor seguridad del paciente. Las principales desventajas incluyen un tiempo más largo de adquisición (varios minutos en comparación con <1 min para la angiografía con contraste), una resolución espacial marginalmente más baja, y una peor capacidad para proporcionar reconstrucciones de superficie 3D.

### Secuencias de 4-D flow

La técnica *time-resolved three-dimensional flowsensitive MRI with three-directional velocity encoding* (4 D Flow) consiste en imágenes de RM adquiridas mediante una secuencia de angiografía con contraste de fase que obtiene datos de la velocidad de sangre en las tres direcciones del espacio (3 D) durante todo el ciclo cardíaco, para evaluar cualitativa y cuantitativamente la hemodinámica vascular. En este caso, la adquisición dura más (5 - 20 minutos) y es necesario sincronizarla con la respiración. Con los datos de 4 D Flow se pueden ver y analizar cualitativamente los patrones del flujo sanguíneo en el corazón y grandes vasos mediante representaciones en cine 3 D durante todo el ciclo cardíaco por medio de trazadores de partículas, líneas de flujo y gráficos de vectores y de velocidad 3 D. Además permite hacer medidas hemodinámicas de velocidad media, pico y mínima, volumen de eyección, fuerzas de cizallamiento en las paredes de los vasos y gradientes de presión. Entre las múltiples ventajas del 4 D Flow, por ser una técnica tridimensional, se incluye la posibilidad de cuantificar el flujo en cualquier plano y vaso de interés, posprocesando las imágenes cuando el paciente ya no está en el equipo de resonancia, sin necesidad de más secuencias en otros planos como ocurre en las secuencias de contraste de fase cine 2 D.

### Técnicas de mapeo miocárdico

Un mapa T1 o T2 es una imagen en la que la intensidad de señal de cada vóxel es directamente proporcional al tiempo T1 o T2 del tejido en que se encuentra. Se pueden comparar estos tiempos con los de una zona lejana del miocardio en los procesos focales o con valores de referencia normales en los casos de enfermedad difusa. Mientras que el RTG detecta la fibrosis de sustitución localizada, las técnicas de mapeo T1 se desarrollaron inicialmente para el estudio de la fibrosis intersticial difusa, aunque sus aplicaciones continúan ampliándose. El principal objetivo del mapeo T2 es la detección de edema.

El mapeo miocárdico mediante RMC evoluciona rápidamente como método objetivo y cuantitativo de caracterización no invasiva de propiedades miocárdicas como la expansión del volumen extracelular, el edema u otras anomalías de la composición tisular.

#### Mapa de T1 nativo

Las secuencias de RMC para el mapeo T1 se basan en la generación de imágenes a diferentes grados de relajación longitudinal con objeto de generar una curva de la intensidad de señal respecto al tiempo con la que se pueda calcular el T1. El T1 nativo se determina en ausencia de la infusión de contraste. Puede prolongarse o reducirse en diversos trastornos clínicos (ver tabla 2). Aporta información en pacientes con contraindicaciones relativas para el uso de gadolinio (p. ej., insuficiencia renal avanzada). El T1 refleja los cambios que se producen tanto en el compartimento intracelular como en el extracelular, y se ve influido por la presencia de edema, colágeno u otras proteínas, hierro y lípidos. Los valores normales de T1 se encuentran entre 900 y 1000 ms para máquinas de 1,5 T, y son ligeramente mayores en mujeres que en hombres. En términos generales, el T1 nativo estará reducido ante la presencia de grasa, sobrecarga férrica y hemorragia, aumentará de forma leve en la fibrosis difusa y de forma muy importante en el infarto agudo de miocardio y con el depósito de amiloide.

### Mapa de T2 nativo

De manera análoga al mapeo T1, el mapeo de T2 se basa en el ajuste de una curva de valores de intensidad de señal en diferentes momentos durante la relajación transversal.

El tiempo T2 aumenta en proporción al contenido de agua y, por consiguiente, el aumento del T2 refleja en gran parte el edema del miocardio. Las imágenes potenciadas en T2 estándares tienen limitaciones como consecuencia de su susceptibilidad a los artefactos y la interpretación subjetiva, por lo que el mapeo T2 brinda la posibilidad de una detección y una cuantificación más objetivas de la inflamación o el edema asociado a la reperfusión. Su valor normal es del orden de 50-60 mseg en máquinas de 1.5 T. En términos generales su tiempo está reducido en la sobrecarga de hierro o hemorragia y aumentado en los casos de inflamación aguda (tanto isquémica como no isquémica).

### Mapeo de T2\*

Permite determinar y monitorizar la sobrecarga férrica cardíaca, mediante la medición del acortamiento del tiempo de relajación T2\*, debido al aumento de las inhomogeneidades de campo causado por el depósito de hierro en los tejidos.

### Tiempo de T1 postcontraste

El T1 puede calcularse tras la administración de gadolinio. La mayoría de los contrastes a base de gadolinio son compuestos extracelulares: se distribuyen en los compartimentos intravascular e intersticial, pero no en el interior de las células. En consecuencia, el T1 postcontraste refleja el acceso al espacio intracelular (p. ej., pérdida de la integridad de la membrana celular en la necrosis aguda) o la expansión del espacio intersticial, que se considera en gran parte un indicador sustitutivo indirecto de la fibrosis intersticial.

### Volumen extracelular (VEC)

Se calcula a partir de los cambios que se generan en el miocardio y la sangre antes y después de la infusión de contraste, aplicando una corrección según el hematocrito del paciente. En condiciones normales, el VEC normal constituye aproximadamente un 25% del volumen del miocardio. Está formado por la combinación del espacio intersticial y el espacio intravascular y, de manera similar a lo que ocurre con el T1 poscontraste, se considera un indicador indirecto de la fibrosis intersticial. Se consideran valores normales de VEC entre 20-30%. El VEC, no obstante, aumenta con la edad y es también ligeramente mayor en mujeres. En términos generales se encontrará reducido en el corazón de atleta, levemente incrementado en la fibrosis difusa y marcadamente aumentado en la infiltración por amiloide y la necrosis aguda.

	T1 nativo	VEC
Hipertensión arterial	↑	↑
Diabetes	↑	↑
IC FEp	↑	↑
Infarto agudo de miocardio	↑↑	↑↑
Cardiopatía isquémica crónica	↑	↑↑
Miocarditis	↑↑	↑
Amiloidosis	↑↑	↑↑
Fabry	↓	-
Hemosiderosis	↓	-
Miocardopatía hipertrófica	↑	↑
Miocardopatía dilatada	↑	↑

**Tabla 2.** Comportamiento del T1 nativo y VEC en diferentes enfermedades.

### 3.1.2. Medios de contraste en RM

En resonancia magnética se utilizan fundamentalmente en la práctica clínica contrastes derivados del gadolinio (Gd), aunque también se han desarrollado contrastes que utilizan otro tipo de moléculas (féricas principalmente) con el objetivo fundamental de aumentar su especificidad histológica o de aumentar su permanencia en el espacio intravascular (moléculas de gran tamaño).

El Gd es un metal del grupo de los lantánidos con una elevada capacidad paramagnética, lo que le permite aumentar la intensidad del campo magnético en la vecindad de su molécula, favoreciendo la relajación longitudinal de los protones próximos, acortando su T1. Es por ello que las secuencias que se realizan tras su administración son siempre potenciadas en T1, tanto las angiografías como las secuencias de perfusión o las de realce tardío. En su estado libre es un metal muy tóxico, por lo que resulta necesario quelarlo para evitar su toxicidad en la práctica clínica. Se han creado diferentes fórmulas quelantes de gadolinio, que pueden clasificarse, según su estructura molecular, en lineales o macrocíclicos. Éstos últimos tienen mayor estabilidad porque fijan la molécula de gadolinio más fuertemente, liberándolo en mucha menor medida. La mayoría de los quelatos de Gd son medios de contraste extracelulares inespecíficos. Se llaman así porque son hidrófilos, no se unen a proteínas ni a receptores, se eliminan por la orina sin metabolizar y se consideran marcadores del espacio intersticial. Desde el espacio intravascular pasan rápidamente, a través de los capilares, al espacio intersticial; no atraviesan la barrera hematoencefálica ni las membranas celulares intactas, y se eliminan por filtración glomerular pasiva, con una vida media en el plasma de 15 a 30 minutos. Los quelatos de Gd tienen un comportamiento farmacocinético similar al contraste yodado, pero la principal diferencia radica en que, mientras que en los estudios radiográficos y de TC lo que se ve y se analiza es directamente la molécula de yodo, en la RM lo que se analiza es el efecto paramagnético del Gd sobre los protones adyacentes. La elevada sensibilidad de la RM a los efectos del Gd permite utilizar menores dosis de contraste (comparando con las que se suelen utilizar con los contrastes yodados en la TC) y además detectar pequeñas áreas de realce en los estudios de RM.

#### Efectos adversos

El gadolinio quelado se tolera muy bien tanto a dosis bajas como altas, siendo muy baja la incidencia de efectos adversos (0,07-2,4%), muy inferior a la descrita con los contrastes yodados.

La mayoría de los efectos adversos son leves e incluyen cefalea, frío o quemazón en el punto de inyección, náuseas, vómitos y erupción cutánea. Las reacciones anafilácticas graves resultan excepcionales (0,001-0,1%). La probabilidad de una lesión grave por extravasación del contraste es también mucho menor, ya que los quelatos de gadolinio son mucho menos tóxicos que para el tejido celular subcutáneo y la piel que el contraste yodado.

### Fibrosis sistémica nefrogénica

Trastorno poco frecuente pero muy debilitante que se produce como consecuencia de los efectos acumulativos del gadolinio en múltiples órganos. Se caracteriza clínicamente por el engrosamiento y endurecimiento extenso de la piel asociado a pápulas eritematosas que se unen en placas de color café, con apariencia de piel de naranja. La afectación articular puede conllevar que los pacientes requieran de silla de ruedas, y el prurito y dolor agudo es frecuente. Las extremidades distales son las más afectadas, y característicamente respeta cuello y cara. La FSN siempre ocurre en los pacientes con insuficiencia renal terminal grave o enfermedad renal crónica con aclaramiento de creatinina inferior a 30 ml/min, por lo general en aquellos que requieren diálisis. Es por ello que el uso de estas sustancias debe estar muy justificado cuando se usan en estos pacientes.

### Depósitos cerebrales de gadolinio

En los últimos años se ha observado que la administración de agentes de contraste con quelantes de gadolinio puede provocar la formación de depósitos cerebrales de gadolinio. Aunque no se han identificado síntomas o trastornos asociados a estos depósitos, como medida de precaución, y dado que los datos disponibles sugieren que los contrastes lineales liberan gadolinio en mayor medida que los agentes macrocíclicos, se aconseja no usar formulaciones lineales y utilizar las dosis más bajas posibles de las formulaciones macrocíclicas elegidas.

### Embarazo y lactancia

Los quelatos de Gd atraviesan con facilidad la placenta. Es por ello que la mayoría de los autores recomiendan evitar su uso en mujeres embarazadas salvo que esté muy justificado.

Con respecto a la lactancia, tomamos como ejemplo lo que indica la Sociedad Española de Pediatría la cual concluye que, si bien las casas comerciales, las guías clásicas y alguna sociedad médica recomiendan la interrupción de la lactancia de 24 a 48 h tras la infusión del contraste no radiactivo, la mayoría de los autores y de las sociedades médicas (*American College of Radiology*, el comité de fármacos de la *American Academy of Pediatrics*) creen innecesaria esta acción. Los protocolos y revisiones publicadas en los últimos años indican que los contrastes yodados y los compuestos de gadolinio son seguros, tanto para la madre como para el lactante, por lo que la lactancia puede continuarse con normalidad tras la administración de este tipo de contrastes.

## 3.2. Seguridad en RM

---

El sometimiento del paciente a diferentes y potentes campos electromagnéticos puede tener tres efectos básicos: los efectos mecánicos, los electromagnéticos y los térmicos. Los riesgos para la salud podrán derivarse, por lo tanto, de la atracción de materiales ferromagnéticos por el campo magnético, del calentamiento de materiales conductores que produzcan quemaduras y de la disfunción de los dispositivos eléctricos o mecánicos.

Se han descrito fibrilación ventricular y asistolia en pacientes con distintos dispositivos cardiacos, sometidos a RM. Por ello es importante conocer los dispositivos y medidas para facilitar una adquisición segura en estos pacientes. Podemos clasificarlos como:

- ┐ Seguros: no revisten ningún peligro. No conductor, no metálico, no magnético.
- ┐ Condicionales: no revisten peligro en un entorno específico de RM (intensidad del campo magnético estático, campos de RF, gradientes espaciales), demostrado experimentalmente.
- ┐ Inseguros: peligrosos en cualquier entorno de resonancia.

Símbolo	Significado
	SEGURO
	CONDICIONAL
	INSEGURO

**Imagen 4.** Etiquetado de seguridad en RM.

### 3.2.1. Dispositivos implantables de electroestimulación

Los dispositivos implantables de electroestimulación (marcapasos y desfibriladores automáticos implantables, DAI) han evolucionado tecnológicamente en los últimos años siendo actualmente muchos de ellos compatibles con RM. Hace pocos años estos dispositivos eran considerados inseguros en entorno de RM. Para reconocer los dispositivos compatibles con RM hay que revisar las especificaciones del generador y electrodos en la etiqueta del fabricante o tarjeta de marcapasos/DAI, donde se indica con el símbolo correspondiente. Las potenciales complicaciones de marcapasos y DAI convencionales son:

- ┐ Calentamiento de la punta del electrodo y los tejidos adyacentes.
- ┐ Torsión de los electrodos.
- ┐ Movilización del generador.
- ┐ Cambios en la programación del generador o agotamiento de la batería.
- ┐ Inhibición del dispositivo.
- ┐ Choque eléctrico inapropiado.
- ┐ Estimulación asincrónica.

Se debe evitar la realización de la prueba antes de 6 semanas desde la colocación de los electrodos y siempre tenemos que asegurarnos que no hay electrodos epicárdicos o abandonados previamente. Se recomienda seguir siempre las instrucciones de la casa comercial.

Existen unas recomendaciones generales previas a la realización de una RM en pacientes portadores de dispositivos:

- ┐ Programar los dispositivos al modo "especial RM" si son compatibles (condicionales o seguros).

- ▮ En los marcapasos no compatibles hay que comprobar la dependencia del paciente de la electroestimulación.
  - ▮ En caso de pacientes dependientes de marcapasos: programar modo asíncrono (D00/V00).
  - ▮ En los NO dependientes: modo inhibido (VVI/DDI).
- ▮ Reducir el tiempo de la exploración, menor intensidad de campo electromagnético posible.
- ▮ En los DAI, en general: desactivar la detección de taquicardia y terapia de shock.
- ▮ Disponer de un equipo de emergencia/desfibrilador externo y un programador del dispositivo en la propia RM, y monitorización continua del paciente (electrocardiograma/pulsioxímetro) durante la exploración.

En los dispositivos seguros, "compatibles con RM", minimizan los materiales ferromagnéticos para reducir la atracción magnética y los artefactos de susceptibilidad. En ellos, se ha implementado un sensor Hall, que evita la activación impredecible en el campo magnético y disponen de un software específico de RM (modo asíncrono o apagado, para reducir la interferencia electromagnética). Los electrodos seguros tienen modificaciones del material que minimizan el calentamiento y la inducción de corrientes eléctricas. Puede darse el caso paradójico de que el generador sea seguro y los electrodos no, o al contrario, por lo que es muy importante siempre comprobar la compatibilidad con RM de todos los componentes de los dispositivos.

### 3.2.2. Otros dispositivos intravasculares, intracardiacos y extracardiacos

- a. Stent coronarios:** generalmente nitinol/acero inoxidable/titanio. Se recomienda esperar 6 semanas si es posible, pero es seguro antes.
- b. Filtros de VCI y endoprótesis aórticas:** Se recomienda esperar 4-6 semanas.
- c. Prótesis mecánicas y biológicas y anillos de anuloplastia:**  
Material no ferromagnético: seguro en cualquier momento.  
Material débilmente ferromagnético: considerar recomendaciones del fabricante.
- d. Dispositivos de cierre de CIA, CIV y ductus:**  
Material no ferromagnético (Nitinol, MP35N): seguro en cualquier momento. Material débilmente ferromagnético (304V acero inoxidable): esperar 6 semanas.
- e. Catéteres de monitorización cardiovascular (ej. Swan-Ganz) y balón de contrapulsación aórtico:** No se deben introducir en la RM.
- f. Monitor cardiaco implantable:** Se considera seguro. Puede registrar artefactos, como arritmia, por interferencia electromagnética.
- g. Marcapasos temporales:** No se deben introducir en la RM.
- h. Dispositivos de asistencia ventricular:** contraindicación absoluta de RM.
- i. Sistema de neuroestimulación:** siguiendo las especificaciones de la casa comercial (dispositivos condicionales).
- j. Implantes ortopédicos:** la mayoría de implantes son no ferromagnéticos o débilmente ferromagnéticos.
- k. Tornillo de interferencia Perfix (reconstrucción del ligamento cruzado anterior)** es muy ferromagnético, si bien no contraindica la exploración, ya que la fuerza de los tejidos adyacentes lo contiene.
- l. Implantes cocleares:** contraindicación absoluta de RM.
- m. Clips férricos intracraneales:** contraindicación absoluta.
- n. Cuerpo extraño metálico intraocular:** contraindicación absoluta.
- o. Fragmento metálico cercano a estructura vital, como un perdigón o proyectil:** contraindicación absoluta.



### 3.3. Principales indicaciones de la RM en cardiología

De manera general, la RM permite una determinación muy exacta y reproducible de los volúmenes, la masa y la función ventriculares. La delimitación clara de los bordes endocárdicos y epicárdicos, así como su capacidad para cuantificar sin supuestos geométricos, han establecido la RM como el estándar clínico de referencia en este sentido. Estas cualidades son particularmente valiosas para la evaluación del ventrículo derecho (VD), ya que su particular anatomía y su posición retroesternal hacen que su evaluación por ecocardiografía sea mucho más complicada.

A continuación, se hace un resumen de las principales aportaciones de la RM a las siguientes patologías.

#### 3.3.1. RM en el estudio de las cardiopatías congénitas

La RMC es una modalidad bien establecida para el diagnóstico y seguimiento de pacientes con cardiopatías congénitas. Esto se debe a que proporciona evaluación sin restricciones de la anatomía intracardiaca y vascular, así como medidas del volumen y función sistólica de los ventrículos muy reproducibles para un adecuado seguimiento, de especial interés en las patologías que implican al ventrículo derecho.

De especial importancia en estos pacientes es también la posibilidad de cuantificar los flujos aórtico y pulmonar mediante secuencias de contraste de fase, lo que permite la cuantificación de los shunts intracardiacos (determinación del Qp/Qs). Numerosos estudios han mostrado la exactitud de la RMC en esta cuantificación en relación con el cateterismo.

Otra gran indicación de la RMC en estos pacientes es la valoración del drenaje venoso, sistémico y, sobre todo, pulmonar (siendo muy superior al ecocardiograma transtorácico y transesofágico en este sentido), así como la valoración anatómica y funcional de las alteraciones de los grandes vasos torácicos, tanto de las arterias pulmonares principales como de la aorta a lo largo de todo su trayecto torácico. La coartación aórtica es de especial interés, ya que ofrece información sobre la anatomía de la coartación y de los segmentos proximal y distal de la aorta, información sobre la existencia de circulación colateral y, con la ayuda de las técnicas de contraste de fase, del gradiente de presión y de la magnitud del flujo colateral. Estos recursos la convierten en especialmente útil también en el seguimiento postoperatorio de estos pacientes, jóvenes, sin necesidad radiación ionizante ni de contraste intravenoso en muchos casos. En estos pacientes se ha demostrado que el seguimiento clínico y con RMC es el más coste efectivo. En cuanto a las estenosis de las ramas pulmonares, la RMC nos permite cuantificar la diferencia de perfusión pulmonar, lo que ha demostrado correlacionarse mejor con los síntomas que la imagen anatómica aislada.

Por último, todas las posibilidades que ofrece la resonancia para una valoración global de la anatomía torácica y las angiografías en 3 dimensiones, así como el análisis funcional y hemodinámico, la convierten en la técnica de elección para la valoración el seguimiento de las cardiopatías congénitas complejas.

#### 3.3.2. RM en el estudio de la enfermedad vascular adquirida

La RM es una modalidad altamente fiable para la determinación de la presencia y extensión de la enfermedad vascular adquirida en prácticamente todas las grandes y medianas arterias del cuerpo.

En el estudio de la aorta, su alta resolución espacial puede utilizarse para una evaluación precisa del tamaño y el diámetro de la aorta y de la presencia y morfología de aneurismas aórticos. Las técnicas de sangre negra han sido reemplazadas por las técnicas de angiografía con y sin contraste. Esta última técnica es particularmente útil porque la adquisición de imágenes se sincroniza típicamente con la fase diastólica del ciclo cardiaco, lo que mejora en gran medida la evaluación de la raíz aórtica y la delimitación de la pared aórtica por minimizar el efecto del movimiento cardiaco.

Otro aspecto importante de la RM en el estudio de la aorta es la capacidad para cuantificar y caracterizar el flujo, tanto en secuencias 2D como en secuencias de 4D flow.

En el síndrome aórtico agudo, la RM es una exploración bien establecida para el diagnóstico. Una revisión sistemática reciente encontró que la RMC tuvo una sensibilidad del 95-100% y una especificidad de 94-98% para su diagnóstico, que es comparable a la de la TC y el ecocardiograma transesofágico.

#### RECUERDA



Las secuencias de sangre negra adquieren imágenes estáticas y sirven fundamentalmente para información anatómica y caracterización tisular, mientras que las secuencias de sangre blanca permiten obtener imágenes de cine y valorar la contracción miocárdica y movilidad valvular.

### 3.3.3. RM en el estudio de las enfermedades valvulares

Con respecto a las enfermedades valvulares, la resonancia aporta información anatómica de interés, sobre todo para describir el defecto de las válvulas sigmoideas, pero su principal aportación es información funcional. Si bien no es superior al ETT para definir gradientes máximos transvalvulares, permite obtener imágenes de alta calidad para planimetría.

Con respecto a la regurgitación, se considera que la técnica es superior al ETT a la hora de cuantificar las regurgitaciones de las válvulas sigmoideas, aportando una valoración numérica donde el ETT generalmente hace una valoración cualitativa, y siendo especialmente útil a la hora de diferenciar insuficiencias moderadas de severas. En estas válvulas se hace una cuantificación directa mediante secuencias de contraste de fase realizadas inmediatamente distales a la válvula estudiada.

La cuantificación de las regurgitaciones de las válvulas aurículo-ventriculares se realiza generalmente de forma indirecta, a partir del volumen sistólico ventricular (resultante de restar el volumen telesistólico del VI al telediastólico) y el volumen latido obtenido de las secuencias de contraste de fase en la válvula sigmoidea correspondiente. Tiene la ventaja de no alterarse por la existencia de 2 o más jets.

### 3.3.4. RM en el estudio de las miocardiopatías

Las miocardiopatías a menudo se caracterizan por anomalías en los tejidos que reflejan una lesión crónica (cicatriz), infiltración o anomalías ocasionadas por el almacenamiento de diferentes moléculas. Estas patologías conducen cambios de intensidad de señal en las imágenes de RMC antes o después de la inyección de un medio de contraste. Este comportamiento particular y su distribución en el miocardio van a proporcionar una información de gran interés clínico, hasta el punto de poder sentar, en ocasiones, el diagnóstico de una miocardiopatía específica sin necesidad de otras exploraciones.

A continuación, se exponen hallazgos de RM característicos de las miocardiopatías que se benefician especialmente de la evaluación con RM:

#### Miocardiopatía hipertrófica

La caracterización miocárdica por RMC permite facilitar el diagnóstico de esta entidad. El espesor miocárdico se mide con una precisión mucho mayor que mediante la ecocardiografía transtorácica. En esta entidad, las zonas especialmente hipertróficas muestran a menudo áreas de fibrosis que se manifiesta como zonas de hiperintensidad de señal moteadas, mesocárdicas, en las secuencias de realce tardío. La existencia de realce tardío en esta entidad se ha correlacionado con el riesgo de insuficiencia cardíaca y de muerte súbita. El hallazgo de criptas y de anomalías de la arquitectura papilar es más frecuente en esta patología que en la población general.

## Miocardopatía arritmogénica

En esta entidad, la RM es la prueba de imagen preferida para aportar información a otras pruebas que constituyen criterios diagnósticos.

Desde la última actualización de los criterios de Padua en 2020 para el diagnóstico de la miocardopatía arritmogénica (MA), para sentar el diagnóstico de esta entidad va a ser necesario cumplir al menos uno de los criterios de imagen, o bien respecto a alteraciones morfofuncionales de cualquiera de los ventrículos o bien mediante la demostración de una escara característica en el realce tardío, ya sea mayor o menor, dado que se considera que ésta es una enfermedad estructural del músculo cardiaco.

Los nuevos criterios de imagen de la nueva clasificación de Padua se resumen en la tabla 3.

Criterios mayores	Criterios menores
Zona de aquinesia, disquinesia o aneurisma del VD con uno de los siguientes: - Dilatación de VD - Disfunción sistólica de VD	Zona de aquinesia, disquinesia o aneurisma del VD con volumen y función sistólica global normal
Realce transmural en al menos un segmento del miocardio de VD	Disfunción sistólica de VI (con o sin dilatación)
Escara subepi/mesocárdica en al menos 1 segmento miocárdico del VI	Zona aislada de aquí/disquinesia del VI

**Tabla 3.** Criterios de Padua por técnicas de imagen (RM o ETT) para el diagnóstico de miocardopatía arritmogénica.

Signo del acordeón: imagen de "arrugamiento" focal de la fina pared lateral del VD como consecuencia de su contracción disincrónica, más llamativo en sístole, que es característico de la MA.

## Amiloidosis

Las imágenes de cine nos permitirán evaluar la combinación típica de hipertrofia concéntrica del VI con reducción de la complianza y comportamiento restrictivo, siendo muy característica una mayor afectación del patrón contráctil de las bases que de los segmentos distales. Se puede observar también con frecuencia dilatación auricular y engrosamiento de las válvulas. No obstante, la contribución más importante de CMR se basa en su capacidad para caracterizar los tejidos. El depósito de proteína amiloide en el miocardio resulta en un marcado aumento de T1 miocárdico nativo y en una rápida y fuerte captación del gadolinio por el miocardio con una muy típica rápida eliminación de la sangre del medio de contraste. Debido al importante aumento del mapa de T1 que supone la infiltración amiloide, en muchas ocasiones la resonancia puede ser diagnóstica sin usar gadolinio (importante para los pacientes con insuficiencia renal). De entre las variables de mapeo, el VEC ha demostrado ser la que mejor refleja la carga de amiloide total y la ideal para monitorizar la respuesta al tratamiento.

## Hemocromatosis

La secuencia de T2\*(T2 "estrella") permite detectar la sobrecarga férrica del miocardio y guiar el tratamiento de los pacientes con hemocromatosis, considerándose indicativa de sobrecarga cuando sus valores son <20 ms, con el paciente en riesgo de insuficiencia cardiaca cuando es <10 ms.

## Miocardiopatía dilatada

La RM permite una exacta cuantificación del volumen y la función sistólica en esta entidad, además de valorar adecuadamente la función del VD. Es habitual encontrar valores de T1 aumentados por fibrosis difusa, y las secuencias de realce tardío permiten hacer el diagnóstico diferencial con la miocardiopatía con escaras isquémicas. La existencia de una estría de realce mesocárdica afectando a los segmentos basales del septo se encuentra hasta en el 25% de estos pacientes, y es un predictor de arritmias ventriculares y muerte súbita, lo que podría tener un valor en la toma de decisiones sobre el implante de un desfibrilador.

## Enfermedad de Anderson-Fabry

La capacidad de la RMC de detectar el depósito miocárdico de esfingolípidos la ha convertido en una prueba clave en el diagnóstico de esta enfermedad. Se caracteriza por un incremento del espesor miocárdico que en la mayoría de los casos es simétrico (pero puede ser asimétrico o de predominio apical), que se acompaña de una marcada reducción de los valores de los T1 nativo, con secuencias de realce tardío que muestran láminas subepicárdicas afectando predominantemente a la pared lateral de VI. Recientemente se ha descrito que esta enfermedad puede cursar con edema miocárdico, que se manifiesta por valores altos de mapas de T2.

## Sarcoidosis

El principal atractivo de la resonancia cardiaca como herramienta diagnóstica en la sarcoidosis cardiaca es la posibilidad de identificar fibrosis, sin olvidar otras ventajas importantes como la identificación del edema miocárdico y, por supuesto, la evaluación de la función biventricular. El depósito de gadolinio en pacientes con sarcoidosis puede tener diferentes patrones y no existe ninguno que sea cien por cien específico; sin embargo, en la mayoría de los casos es parcheado meso o subepicárdico, localizado principalmente en los segmentos basales del septo y de la pared inferolateral. Otros hallazgos documentados en esta enfermedad son el adelgazamiento de la pared ventricular y la disfunción ventricular sistólica con trastornos segmentarios de la contractilidad, que en algunas ocasiones pueden simular una cardiopatía isquémica, con la diferencia que en esta enfermedad el depósito de gadolinio respeta, en la mayoría de los casos, el subendocardio, aunque algunas veces el realce pueda ser transmural. Durante la fase aguda o inflamatoria puede no documentarse adelgazamiento, sino, por el contrario, aumento focal del espesor de la pared.

### 3.3.5. RM en el estudio de la enfermedad coronaria

#### Síndrome coronario agudo

Ninguna técnica de imagen ha probado ningún beneficio clínico que compense el retraso en la realización de un cateterismo en el escenario del síndrome coronario agudo con elevación del ST. Sin embargo, tras la realización de la coronariografía, la RMC con gadolinio permite una visualización directa del miocardio dañado, así como zonas hipointensas dentro del miocardio dañado que indican zonas de obstrucción microvascular. La extensión del realce transmural en el IAM se relaciona inversamente con la recuperación funcional, siendo el pronóstico aún peor si existe obstrucción microvascular. La resonancia cardiaca en este escenario puede ser útil también en la detección de infarto de VD y de trombos intracavitarios.

#### Enfermedad coronaria estable

Por un lado, la resonancia cardiaca con contraste puede apuntar la etiología coronaria como causa principal de una disfunción ventricular a estudio en pacientes sin eventos isquémicos clínicos reconocibles previos, mediante el hallazgo de escaras de perfil isquémico, esto es, con implicación siempre de la capa subepicárdica y razonables con respecto a un territorio coronario.

Por otro lado, la RMC de estrés, que evalúa el comportamiento de la distribución del contraste en el miocardio tras la administración de agentes vasodilatadores, ha demostrado ser una técnica con una sensibilidad y especificidad elevada en pacientes con sospecha de enfermedad coronaria sintomática contrastada con la evaluación funcional invasiva de las lesiones coronarias cuantificada por FFR.

Por último, la RMC es una técnica muy útil para la evaluación de la viabilidad miocárdica. El criterio más importante para determinar la posibilidad de viabilidad por cardioponancia magnética es la relación entre el grosor de la cicatriz por gadolinio comparado con el grosor de la pared. A medida que aumenta la transmuralidad de la necrosis, disminuye la posibilidad de recuperación de función miocárdica. En un metaanálisis el realce tardío con gadolinio ocupando menos del 50% del grosor de la pared miocárdica afectada demostró una sensibilidad del 95% con una especificidad del 51%, valor predictivo positivo del 69% y valor predictivo negativo del 90% en la predicción de mejoría de la contractilidad regional posterior a revascularización.

### Infarto de miocardio sin lesiones coronarias obstructivas (MINOCA)

La RMC tiene un papel esencial en este escenario. Tiene una capacidad excepcional para distinguir el daño miocárdico inflamatorio del daño isquémico. No es excepcional que la revisión de una coronariografía interpretada como normal encuentre datos de disección coronaria, por ejemplo, en un paciente cuya resonancia informa un dato miocárdico agudo de origen isquémico. En la tabla 3 se resumen los hallazgos por RMC característicos de las 3 principales entidades que constituyen este diagnóstico diferencial: el daño isquémico, el daño inflamatorio (miocarditis) o la miocardiopatía de estrés.

Secuencia RM	Isquémico	Miocarditis (inflamación no isquémica)	Takotsubo
Cines	Alteración grosera de la contracción segmentaria concordante con territorio coronario.	Alteración más sutil de la contracción segmentaria	Alteración grosera de la contracción segmentaria no concordante con territorio coronario
Inflamación (secuencias potenciadas en T2, mapas)	++	++	++
Perfusión	Zona de hipoperfusión	Normal/Zona de hipermia	Normal
Realce	Trasmural/subendocárdico	Mesocárdico/subepicárdico	Normal o muy sutil

**Tabla 4.** Diagnóstico diferencial del MINOCA por RMN.

Recientemente se han actualizado los criterios diagnósticos por RM de inflamación no isquémica (criterios de Lake Louis 2018), que incluyen:

- a.** Evidencia de edema miocárdico: zonas de hiperintensidad de señal en las secuencias potenciadas en T2 o elevación del valor de mapa de T2.
- b.** Evidencia de daño miocárdico: determinado por elevación del mapa de T1, del VEC o realce tardío de distribución no isquémica (meso o subepicárdico).

Este último punto sienta el diagnóstico diferencial con el Sd de Takotsubo, en el que hay alteraciones de la contracción y edema, pero sin realce tardío.

#### RECUERDA



El hallazgo de valores de T1 superiores a 1200 ms y VEC superior a 40% en un paciente sin daño miocárdico agudo es altamente sugestivo de infiltración miocárdica por amiloide.

## Anomalías coronarias

Si bien el TC es superior para valorar la luz de las arterias coronarias y su trayecto a nivel medio-distal, la RMC permite una adecuada evaluación del origen de las mismas y sus trayectos proximales, siendo la secuencia más utilizada en este escenario la angiografía sin contraste con navegador.

### 3.3.6. RM en el estudio de las enfermedades del pericardio

La principal ventaja de la RMC a la hora de evaluar el pericardio es que permite una buena valoración morfológica a la vez que evalúa su repercusión funcional. Las secuencias de spin-echo potenciadas en T1 permiten una buena evaluación morfológica del pericardio, mientras que secuencias potenciadas en T2 y de realce tardío permiten evaluar su componente inflamatorio. Por último, secuencias de cine con respiración libre permiten analizar el movimiento del septo y su dependencia de los ciclos respiratorios. Es importante destacar que la RM no es una buena técnica para evaluar el calcio, para lo cual debe usarse la radiografía simple o, idealmente, el TC.

#### RECUERDA



La ausencia de realce tardío en segmentos miocárdicos inflamados es compatible con miocardiopatía de estrés o síndrome de Takotsubo.

### 3.3.7. RM en el estudio de las masas cardíacas

Con respecto a las masas cardíacas, la RM permite obtener la información más completa acerca de su composición, vascularización y relaciones anatómicas. En primer lugar, la capacidad de definir planos de estudio en cualquier dirección del espacio de la RM hace que esta técnica sea especialmente útil para analizar la relación de la masa con otras estructuras intracardiacas, así como su extensión a estructuras vasculares y mediastínicas adyacentes. La RM es también superior al ecocardiograma para diagnosticar la infiltración del pericardio. Por otro lado, puede proporcionar información acerca de la composición de la masa, diferenciar lesiones sólidas de quísticas, y estudiar su grado de vascularización. Aunque no puede sustituir a la anatomía patológica, permite obtener signos indicativos de benignidad o malignidad, y en muchas ocasiones, determinar la naturaleza de la lesión. En la tabla 4 se detallan las características de las principales masas cardíacas en las diferentes secuencias de resonancia.

Las masas de contenido hiperintenso en las secuencias potenciadas en T1, esto es, con T1 cortos, deben orientar el diagnóstico al contenido graso (lipoma/liposarcoma), hemorrágico o al melanoma, mientras que las hiperintensas en T2 deben orientar a quiste o a masa muy vascularizada.

La captación de contraste por la masa en la perfusión de primer paso indica que la masa está altamente vascularizada, mientras que en fases tardías puede no existir (trombo), ser homogénea o heterogénea (mixoma o tumores malignos, por tener zonas de necrosis).

	Intensidad SN T1	Intensidad SN T2	Intensidad en EG (eco de gradiente)	Realce
Mixoma	Heterogénea	Alta	Baja	Realza, heterogéneo
Lipoma	Alta	Intermedia	Inespecífica	Inespecífico
Rabdomioma	Homogénea. Intermedia/baja	Alta	Baja	inespecífico
Fibroma	Puede ser heterogénea. Intermedia	Baja	Inespecífica	Escaso, heterogéneo
Hemangioma	Intermedia	Muy alta	Inespecífica	Mucha captación
Angiosarcoma	Alta en el centro (hemorragia). Intermedia en periferia	Igual que en T1	Inespecífica	Mucha captación
Trombo	<2 semanas: intermedia >2 semanas: alta	<2 semanas: alta. <2 semanas: baja.	Muy baja	NO capta

**Tabla 5.** Características en RM de las masas cardiacas más frecuentes. Intensidad SN T1 o T2: intensidad de señal en secuencias de sangre negra potenciadas en T1 o T2. Echo: Secuencias eco de gradiente.

## 4. Bibliografía

1. Jean-Philippe Collet, Holger Thiele et al. Guías ESC 2020 sobre el diagnóstico y tratamiento del síndrome coronario agudo sin elevación del ST. Rev Esp Cardiol. 2021; 74:544.e1-544.e7310.1016.
2. Leiner et al. SCMR Position Paper (2020) on clinical indications for cardiovascular magnetic resonance. J Cardiovasc Magn Reson. 2020; 22:76.
3. Guillermo Pons Lladó et al. Guías de práctica clínica de la Sociedad Española de Cardiología en resonancia magnética Rev Esp Cardiol Vol. 53, Núm. 4, Abril 2000; 542-559
4. Messroghli et al. Clinical recommendations for cardiovascular magnetic resonance mapping of T1, T2, T2\* and extracellular volume: A consensus statement by the Society for Cardiovascular Magnetic Resonance (SCMR) endorsed by the European Association for Cardiovascular Imaging (EACVI) Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance (2017) 19:75.
5. San Román JA et al. Conocimientos básicos necesarios para realizar resonancia magnética en cardiología. Rev Esp Cardiol Supl. 2006; 6:7E-14E
6. J. Narula, Y. Chandrashekhar, A. Ahmadi et al. SCCT 2021 Expert Consensus Document on Coronary Computed Tomographic Angiography: A Report of the Society of Cardiovascular Computed Tomography. Journal of Cardiovascular Computed Tomography. 2021; 15: 92e217.
7. L.J. Shaw, R. Blankstein, J.J. Bax et al. Society of Cardiovascular Computed Tomography/North American Society of Cardiovascular Imaging e Expert Consensus Document on Coronary CT Imaging of Atherosclerotic Plaque. Journal of Cardiovascular Computed Tomography. 15 (2021);93e109.
8. Villines et al. Stenosis and Events in Calcium Scores of Zero. JACC. 58 (24) 2011;2533-40
9. Francois Mach et al. Guías ESC/EAS 2019 sobre el tratamiento de las dislipemias: modificación de los lípidos para reducir el riesgo cardiovascular. Rev Esp Cardiol. 2020; 73(5):403.e1-403.e70.
10. Juhani Knuuti. Guías ESC 2019 sobre el diagnóstico y tratamiento de los síndromes coronarios crónicos. Rev Esp Cardiol. 2020; 73(6):495 e1-495.e61
11. Corrado D et al. Diagnosis of arrhythmogenic cardiomyopathy: The Padua criteria. Int J Cardiol. 2020 Nov 15; 319:106-114.