

Aplicaciones clínicas de las secuencias de flujo en resonancia magnética cardíaca

María Leticia Liébana Carpio¹ 
Almudena Ortiz Garrido²
Rocío Rodríguez Ortega³

Correspondencia

María Leticia Liébana Carpio
marialeticialiebana@gmail.com

¹ Unidad de Imagen Cardiorádica. Hospital Regional Universitario de Málaga, España.

² Unidad de Cardiología Infantil. Hospital Materno Infantil de Málaga, España.

³ Unidad de Radiología Pediátrica. Hospital Materno Infantil de Málaga, España.

Recibido: 14/08/2024

Aceptado: 10/11/2024

Publicado: 31/12/2024

Citar como: Liébana Carpio ML, Ortiz Garrido A, Rodríguez Ortega R. Aplicaciones clínicas de las secuencias de flujo en resonancia magnética cardíaca. Rev Ecocardiogr Pract Otras Tec Imag Card (RETIC). 2024 Dic; 7(3): 1-7. doi: <https://doi.org/10.37615/retic.v7n3a2>.

Cite this as: Liébana Carpio ML, Ortiz Garrido A, Rodríguez Ortega R. *Clinical applications of flow sequences in cardiac magnetic resonance imaging*. Rev Ecocardiogr Pract Otras Tec Imag Card (RETIC). 2024 Dec; 7(3): 1-7. doi: <https://doi.org/10.37615/retic.v7n3a2>.

Palabras clave

- ▷ Resonancia magnética cardíaca
- ▷ Secuencias de contraste de fase
- ▷ Cuantificación de flujo con resonancia magnética
- ▷ Flujo 4D

Keywords

- ▷ Cardiac magnetic resonance
- ▷ Phase contrast sequences
- ▷ Magnetic resonance flow quantification
- ▷ 4D flow

RESUMEN

La resonancia magnética cardíaca es una técnica excelente para la valoración anatómica y funcional cardíaca en todo tipo de contextos clínicos. En este artículo vamos a revisar la aplicación de las secuencias de contraste de fase, que son las secuencias que permiten el estudio de los flujos cardíacos, en diferentes escenarios clínicos

ABSTRACT

Cardiac magnetic resonance imaging is an excellent technique for cardiac anatomical and functional assessment in all types of clinical contexts. In this article we will review the application of phase contrast sequences, which are sequences that allow the study of cardiac flows, in different clinical scenarios.

Introducción

La resonancia magnética cardíaca (RMC) es una técnica de imagen fundamental en la evaluación de las enfermedades cardiovasculares. Actualmente es el estándar de referencia para la valoración de los volúmenes y la función ventricular.

Dentro de las muchas herramientas que ofrece, las secuencias de contraste de fase en 2D son muy útiles porque permiten medir de forma precisa el flujo y la velocidad de la sangre a través de válvulas, grandes vasos, derivaciones y conductos o deflectores quirúrgicos. Con las secuencias de flujo 4D (4D Flow) podemos estudiar el flujo en un volumen del espacio, lo que hace mucho más sencilla la planificación del estudio y permite valorar de forma precisa todo tipo de flujos complejos.

Para comprender la dinámica del flujo sanguíneo tenemos que comenzar por revisar brevemente la fisiología cardíaca.

- El corazón es básicamente un sistema de dos bombas en serie; el lado derecho bombea sangre al sistema pulmonar y el lado izquierdo, a la circulación sistémica. Debido a que el volumen total de sangre es constante en un sistema cerrado, los lados derecho e izquierdo entregan el mismo volumen a

la circulación pulmonar y a la circulación sistémica⁽¹⁾.

- En el ciclo cardíaco, las cámaras cardíacas se ven sometidas a cambios de presión y volumen debido a su contracción y relajación. Para los ventrículos, los volúmenes máximo y mínimo de la cavidad se corresponden con el volumen telediastólico (VTD) y el volumen telesistólico (VTS).
- Una vez conocido el VTD y VTS, es fácil calcular el volumen latido (VL), es decir, el volumen de sangre eyectado por el ventrículo (izquierdo [VI] o derecho [VD]) a la circulación durante la sístole.
- La fracción de eyección (FE) es el porcentaje del volumen que hay en el ventrículo en diástole que es lanzado a la circulación en sístole.
- El volumen de sangre bombeada a partir de un ventrículo cada minuto se conoce como gasto cardíaco (GC) y es el producto de la frecuencia cardíaca (FC) y el volumen sistólico o VL. El GC varía dependiendo de la demanda del organismo. Un GC normal en una persona adulta en reposo es de aproximadamente 5 litros/minuto. Cuando se corrige por la superficie corporal obtenemos el Índice Cardíaco.
- La **Tabla 1** resume las fórmulas básicas de la hemodinámica cardíaca:

$VTD - VTS = VL$	$GC = VL \times FC$
$FE = VL/VTD$	$GC = (VTD - VTS) \times FC$

Tabla 1. Las fórmulas básicas de la hemodinámica cardíaca.

En un sistema circulatorio sano, el flujo se mantiene constante en todos los segmentos de la circulación, es decir, el cálculo del VL debe dar el mismo resultado en cualquier punto en el que se estudie (Figura 1). En los estudios de RMC se calcula de forma rutinaria el VL de ambos ventrículos y se comparan los resultados. Si el estudio está correctamente realizado, el cálculo del VL izquierdo debe dar el mismo resultado que el cálculo del VL derecho. Y el resultado debería ser el mismo si se calcula el VL en otros puntos como en la aorta o en la pulmonar. Esta comprobación ayuda a dar consistencia a los resultados del estudio.

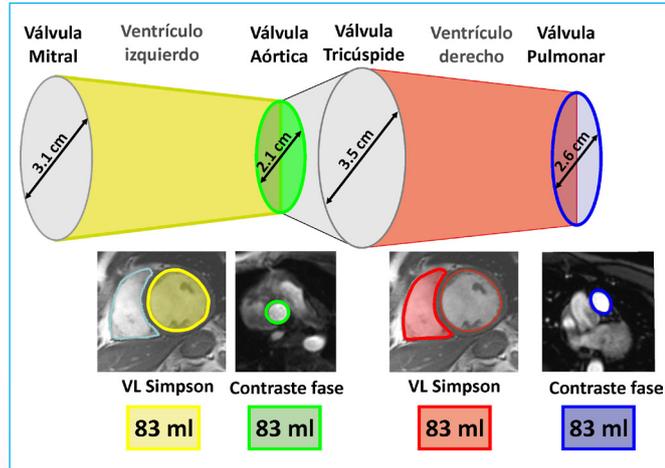


Figura 1. Estudio de flujos cardíacos en RMC. En RMC se puede estudiar el volumen latido (VL) por el método de los discos en el ventrículo izquierdo (VI) y en el ventrículo derecho (VD), y se puede estudiar por contraste de fase en aorta y pulmonar. En corazones sanos, el resultado del cálculo del VL debe ser el mismo en cualquier punto de medida.

Si tras procesar un estudio el resultado de las mediadas del VL es congruente, es muy probable que el análisis se haya hecho de forma correcta. Sin embargo, si alguno de los resultados es discordante, es un signo de alarma porque es posible que alguna de las medidas no esté bien hecha o porque puede haber alguna patología que cause un desbalance de los flujos que haya pasado desapercibida, como, por ejemplo, una insuficiencia valvular o un cortocircuito (Figura 2).

Volumen latido VI (Simpson)		Volumen latido VD (Simpson)	
Volumen telediastólico:	132.25 ml	VTD VD:	139.64 ml
Volumen telesistólico:	59.91 ml	VTS VD:	67.80 ml
Volumen eyectivo:	72.34 ml	Volumen eyectivo del VD:	71.84 ml
Fracción de eyección:	54.70 %	FE VD:	51.45 %
Gasto cardíaco:	4.64 l/min	GC VD:	4.61 l/min
Intervalo de confianza:	2.56 l/min/m ²	IC VD:	2.54 l/min/m ²
Frecuencia cardíaca:	64.2/min	Frecuencia cardíaca:	64.2/min
Masa miocárdica (diastólica):	71.01 g	Masa miocárdica del VD (diastólica):	30.93 g

Flujo en aorta (Contraste fase)		Flujo en pulmonar (Contraste fase)	
Análisis de flujo Aorta Ascendente		Análisis de flujo Arteria pulmonar	
Medición	Total	Medición	Total
Volumen anterógrado total	70.53 ml	Volumen anterógrado total	66.52 ml
Volumen retrógrado total:	-0.23 ml	Volumen retrógrado total:	-1.13 ml
Volumen total:	70.30 ml	Volumen total:	65.38 ml
Fracción de regurgitación:	0.32 %	Fracción de regurgitación:	1.71 %
Vol/min:	4.27 l/min	Vol/min:	3.97 l/min
Vol/min (efectivo):	4.25 l/min	Vol/min (efectivo):	3.90 l/min
Frecuencia cardíaca:	60.50 /min	Frecuencia cardíaca:	59.70 /min
Gradiente de presión máx.:	6.54 mmHg	Gradiente de presión máx.:	2.70 mmHg
Gradiente de presión media:	1.51 mmHg	Gradiente de presión media:	0.60 mmHg
Velocidad máxima (1x1 px):	127.88 cm/s	Velocidad máxima (1x1 px):	82.15 cm/s
Velocidad mínima (1x1 px):	-68.41 cm/s	Velocidad mínima (1x1 px):	-64.10 cm/s

Figura 2. Estudio con flujos con RMC en un paciente sin cortocircuito cardíaco ni insuficiencias valvulares. El VL se mide de forma consistente en 65-70 mL en todas las secuencias, lo que aporta fiabilidad a todos los resultados del estudio.

Fundamentos técnicos de la secuencia de contraste de fase

Cuando introducimos a un paciente en un campo magnético, el movimiento de los protones produce una señal que tiene tres componentes: frecuencia, amplitud y fase. La secuencia de contraste de fase se basa en la aplicación de un gradiente bipolar que produce una variación medible de la fase, que es proporcional a la velocidad y al sentido del desplazamiento^(2,3).

Se aplican dos pulsos de radiofrecuencia opuestos en momentos separados a lo largo de un gradiente. Los núcleos que se encuentran en el torrente sanguíneo presentan un cambio de fase según su posición en el gradiente. Este cambio de fase es proporcional a la velocidad de la sangre y se traduce con diferentes intensidades de la señal que representan distintas velocidades. La imagen de las estructuras que se encuentran en movimiento se muestra en escala de grises y el tejido estacionario, o lo que es lo mismo, la imagen estática, aparece pixelada. La intensidad de la señal va a ser proporcional a la velocidad y la dirección va a depender de la codificación de fase.

Un parámetro muy importante para planificar la secuencia es la velocidad de codificación (Venc), que se corresponde con la velocidad más alta y baja que se puede codificar en la imagen. Programar una velocidad máxima de Venc baja permite que la medida de velocidad tenga la mejor resolución posible porque consigue una relación alta entre señal y ruido. Sin embargo, si la velocidad real del flujo es más alta que la velocidad programada de Venc, tendremos en la imagen un artefacto conocido como *aliasing*, que hará que la cuantificación del flujo no sea precisa. Programar un Venc alto nos da una imagen con peor relación señal-ruido y tiende a infraestimar la velocidad pico. Por esta razón lo que se hace en la práctica real es empezar programando el estudio del flujo con un Venc bajo y si, al adquirir la secuencia, aparece *aliasing* en la imagen de fase, repetimos la secuencia subiendo el Venc hasta que este artefacto desaparezca (Figura 3).

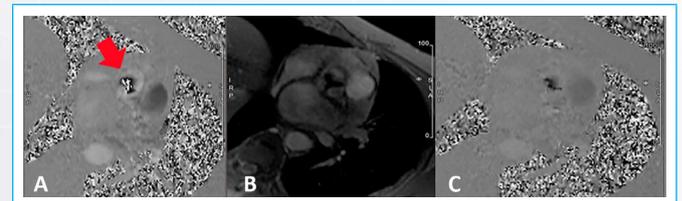


Figura 3. Estudio de flujo con contraste de fase en un paciente con estenosis aórtica. **A** y **C** son imágenes de fase y **B** es la imagen de magnitud. En **A** la secuencia se adquirió tras programar el Venc en 200 cm/s. Como la velocidad de flujo en la válvula es superior aparece el artefacto de *aliasing* como una mezcla de blanco y negro en la señal de flujo. En **C**, la secuencia se adquirió con un Venc de 400 cm/s que ya es mayor que la velocidad del flujo con lo que desaparece el *aliasing*.

El plano de adquisición de las secuencias de contraste de fase tiene que ser perpendicular al flujo en los dos planos ortogonales. A diferencia de la ecografía *doppler*, la colocación errónea del plano de adquisición en RMC no se puede corregir mediante un modificador del ángulo de incidencia del flujo. Por lo tanto, es muy importante que el plano de adquisición sea correcto.

Cuando calculamos el flujo en las válvulas semilunares, tenemos que hacer la adquisición un centímetro por encima de la válvula (en la aorta una adquisición muy por encima del aparato valvular excluiría de nuestra medición el flujo coronario).

Las secuencias 4D *Flow* permiten la medición detallada del flujo con gran cantidad de parámetros en toda una región del espacio un vaso de interés y su distribución. El primer paso en el análisis es el estudio cualitativo en 3D de los patrones de flujo cardíaco y vascular con mapas, como los gráficos de vectores, proyección de máxima intensidad (MIP) de velocidad, líneas de flujo (*streamli-*

nes) y trazadores de partículas (*pathlines*) y otros parámetros que determinan la rotación del flujo, como la vorticidad y la helicidad. Posteriormente, la secuencia permite cuantificar el flujo sanguíneo en cualquier punto del volumen adquirido simplemente orientando un plano de análisis 2D de forma ortogonal a la estructura que nos pueda resultar de interés (Figura 4)⁽⁴⁾.

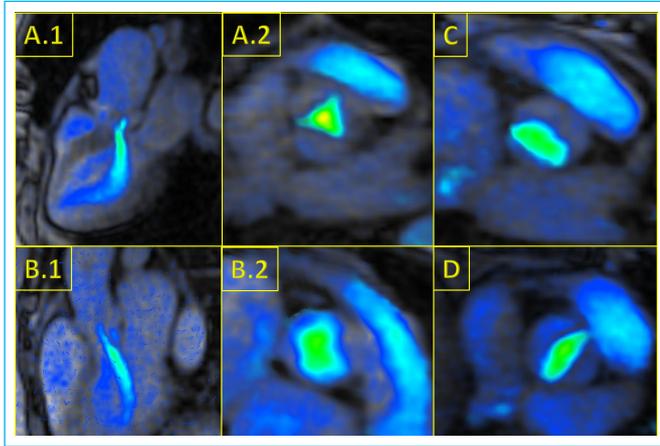


Figura 4. Ejemplos de estudio con 4D Flow. **A1-A2.** Paciente con insuficiencia aórtica severa con fracción regurgitante del 47%, válvula aórtica tricúspide. **B1-B2.** Paciente con insuficiencia aórtica moderada con fracción regurgitante del 20%, válvula aórtica tetracúspide. **C.** Válvula aórtica bicúspide morfológico tipo 1 (fusión CD/CI). **D.** Válvula aórtica bicúspide morfológico tipo 2 (fusión CD/NC) (imágenes cedidas por cortesía del Dr. Javier Urmeneta).

Valoración de las lesiones valvulares

El diagnóstico inicial de las lesiones valvulares es siempre ecocardiográfico. Sin embargo, como indican las Guías de práctica clínica^(5,6) la RMC puede ser muy útil, especialmente en la valoración de las insuficiencias valvulares en pacientes con mala ventana acústica o con resultados dudosos o discrepantes en el ecocardiograma.

Insuficiencia de las válvulas semilunares

En las insuficiencias aórtica y pulmonar se puede calcular la severidad de forma directa con el estudio del flujo 2D realizado en la aorta o en el tronco de la pulmonar inmediatamente por encima de la válvula. El resultado del análisis nos dará el flujo anterógrado total, el volumen regurgitante (VR), el volumen efectivo (el volumen total menos el volumen regurgitante que equivale al que pasa a la circulación) y la fracción de regurgitación (FR) del flujo valvular (Figura 5).

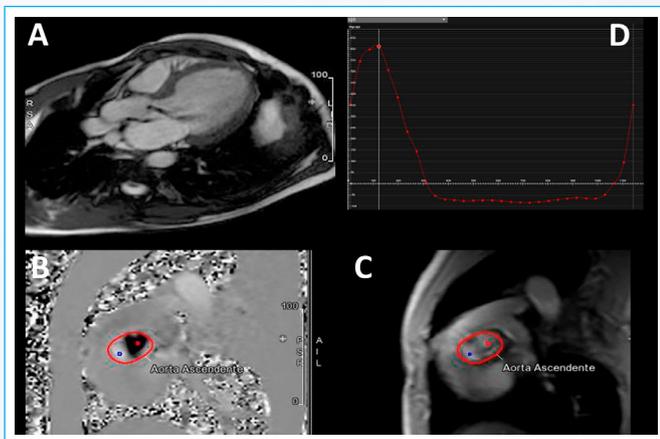


Figura 5. Paciente con doble lesión aórtica. **A.** Jet de regurgitación aórtica. **B.** Curva de flujo donde se aprecia el volumen regurgitante. **C.** y **D.** Contraste de fase 2D.

La disponibilidad de secuencias 4D Flow puede hacer más fácil el análisis, ya que permite colocar el plano de análisis perfectamente perpendicular a la dirección real del flujo, lo que hace su medición más precisa.

Insuficiencias de las válvulas auriculoventriculares

En las insuficiencias de las válvulas mitral y tricúspide, el cálculo de la severidad se hace de forma indirecta. El concepto básico es que la lesión de la válvula enferma causa una sobrecarga de volumen. Así que comparar el flujo que pasa por la válvula enferma con el flujo en un segmento sano de la circulación permite calcular el exceso de flujo causado por la insuficiencia. Este método es aplicable siempre que no existen otras valvulopatías coexistentes.

Método 1:

El volumen regurgitante (VR) se puede calcular como la diferencia del VL medido en ambos ventrículos con el método de los discos. Una vez calculado, podemos obtener la fracción de regurgitación (FR) dividiendo el VR por el volumen latido del ventrículo que maneja la sobrecarga de volumen (7).

Método 2:

Otra forma de hacer el cálculo es a partir del VL calculado por el método Simpson en el ventrículo y la medición del flujo obtenido mediante las secuencias de contraste de fase 2D en una válvula sana como la válvula aórtica o la pulmonar. El VL calculado por el método Simpson del ventrículo que soporta la sobrecarga de volumen corresponde al volumen total. Y el VL calculado por contraste de fase es el volumen efectivo que avanza a la circulación. El volumen total es igual a la suma del volumen efectivo y el volumen retrógrado que se escapa por la válvula auriculoventricular. Así que el cálculo del volumen regurgitante se convierte en hacer la resta (Tabla 2).

	VÁLVULA MITRAL	VÁLVULA TRICÚSPIDE
Método 1	VR = VLVI - VLVD FR = VR/VLVI	VR = VLVD - VLVI FR = VR/VLVD
Método 2	VLVI = Ao + VR VR = VLVI - Ao FR = VR/VLVI	VLVP = P + VR VR = VLVD - P FR = VR/VLVD

Tabla 2. Método indirecto de cuantificación del flujo.

Existen varios estudios que sugieren que podría ser posible medir de forma directa la fracción de regurgitación en las válvulas AV con contraste de fase 2D como se hace en las válvulas semilunares. Sin embargo, existen muchas limitaciones, debido a la dificultad para colocar de forma precisa el plano de adquisición y a que el plano valvular se mueve mucho con el latido cardíaco y se sale del plano de estudio. Además, en el caso del tener un jet regurgitante excéntrico, el plano de adquisición no va a ser perpendicular a la dirección del flujo, lo que lleva a una subestimación de la fracción regurgitante. Las secuencias 4D Flow son la solución a estos problemas, ya que disponen de una herramienta de *valve-tracking* que permite orientar de forma correcta el plano de análisis y corregir su posición siguiendo el movimiento del anillo valvular.

Estenosis valvulares

Las secuencias morfológicas en RMC son muy útiles para determinar exactamente dónde está la estenosis. También es posible medir de forma directa el área de apertura valvular por planimetría. Las secuencias de contraste de fase 2D podrían ser muy útiles para valorar la repercusión funcional. Sin embargo, tienen tendencia a infraestimar la velocidad transvalvular, ya que es muy difícil orientar el plano de adquisición de forma perfectamente perpendicular al plano del flujo⁽⁸⁾. El ecocardiograma es más exacto para valorar la velocidad

del flujo transvalvular y, además, permite medirla en tiempo real⁽⁹⁾. Una vez estimada la velocidad, podemos calcular el gradiente transvalvular mediante la ecuación de Bernouille.

$$\text{Gradiente} = 4 V_{\text{máx}}^2 \text{ (m/s)}$$

El 4D *Flow* es más preciso para medir el flujo de la válvula aórtica, porque permite analizar todo el volumen adquirido y estudiar *jets* de mayor velocidad.

Valoración de la función diastólica

Se puede valorar la función diastólica en RMC usando la combinación de la medición del tamaño de la aurícula izquierda y la evaluación del flujo transmital con contraste de fase. Además, podemos realizar la evaluación del flujo venoso pulmonar y la curva de llenado del VI. El flujo transmital es un marcador instantáneo del gradiente de llenado entre la aurícula y el ventrículo izquierdos y es uno de los parámetros que se hace de rutina en el ecocardiograma transtorácico. La curva de flujo en RMC es similar a la obtenida en el ecocardiograma y se compone de dos ondas, E y A. La onda E corresponde al llenado rápido del VI al principio de la diástole y la onda A corresponde al llenado tardío del ventrículo tras la contracción auricular⁽¹⁰⁾. Los patrones de flujo son similares a los del ecocardiograma (Figuras 6 y 7). El 4D *Flow* se ha estudiado todavía poco en este contexto.

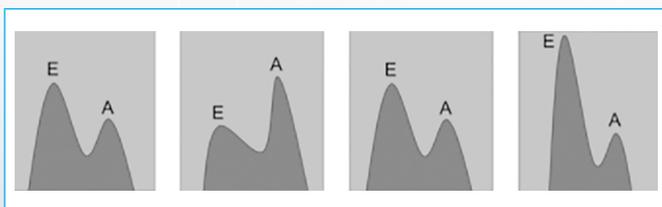


Figura 6. Patrones del flujo mitral. 1. Normal. 2. Alteración de la relajación. 3. Pseudonormal. 4. Restrictiva.

Shunt intra- y extracardíacos: cálculo del Qp/Qs

Hablamos de cortocircuito (*shunt*) cuando existe una comunicación anormal entre la circulación sistémica y la circulación pulmonar. Las formas de cortocircuito más frecuentes son: los defectos del tabique interauricular (CIA), los defectos del tabique interventricular (CIV) y el drenaje venoso pulmonar anómalo (DVPA). En estos casos, se produce un paso de flujo de la circulación con mayor presión a la circulación de menor presión, que suele ser de sistémica a pulmonar, que depende del tamaño del defecto y de la distensibilidad de las cámaras cardíacas.

En los pacientes con cortocircuito cardíaco la relación entre el flujo pulmonar (Qp) y el sistémico (Qs) se encuentra alterada. La relación de flujos en la circulación pulmonar (Qp) y la circulación sistémica (Qs), y la evaluación de la dilatación de las cámaras cardíacas como consecuencia de la sobrecarga de volumen son cruciales en el manejo de pacientes con *shunt*. La ecografía transtorácica y transesofágica permiten localizar y determinar el tamaño exacto del defecto. Sin embargo, pueden tener limitaciones para calcular su repercusión funcional. Con la RMC y la secuencia de contraste de fase 2D es fácil medir el flujo en la pulmonar y la aorta y calcular la relación Qp/Qs. (Figura 8). También podemos cuantificar el flujo mediante medición directa a través del defecto con la secuencia 4D *Flow*. Los estudios con 4D *Flow* son especialmente útiles en los casos de *shunt* complejos, ya que permiten valorar de forma precisa cada cortocircuito, tanto intracardiaco como extracardiaco, y determinar así la contribución de cada *shunt* al cortocircuito global.

Grandes vasos

La RMC permite valorar la anatomía de los grandes vasos con secuencias anatómicas y con el estudio vascular específico con angiografía con contraste de gadolinio. Las secuencias de contraste 2D pueden medir con precisión el flujo sanguíneo a través del vaso. Las secuencias 4D *Flow* permiten estudiar los flujos y añadir parámetros complejos como las fuerzas de cizallamiento en las paredes de los vasos.

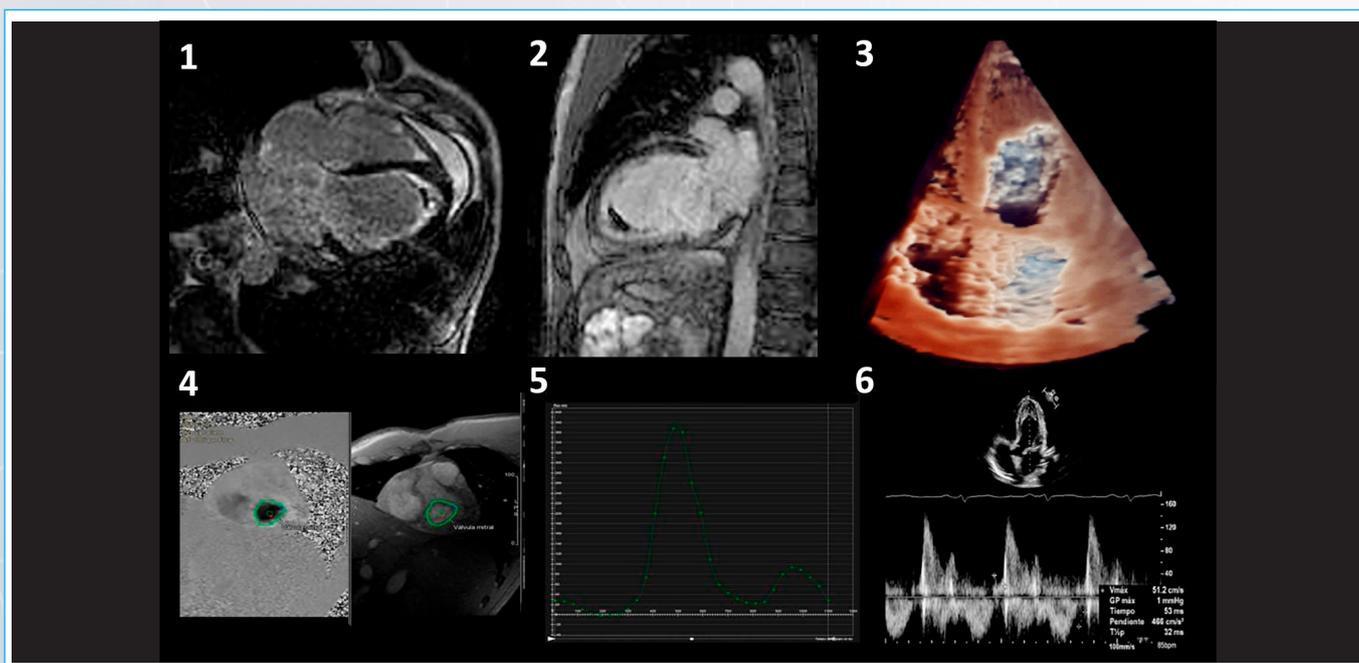


Figura 7. Flujo transmital en un paciente con fibrosis endomiocárdica. 1 y 2, imágenes de realce tardío en planos 4C y 2C. Imagen 3, plano A4C en imagen de ecocardiograma transtorácico 3D. Imagen 4, contraste de fase en válvula mitral. Imagen 5, curva de flujo mitral. El patrón es superponible al del obtenido con el ecocardiograma (Imagen 6) y apoya el diagnóstico de miocardiopatía restrictiva.

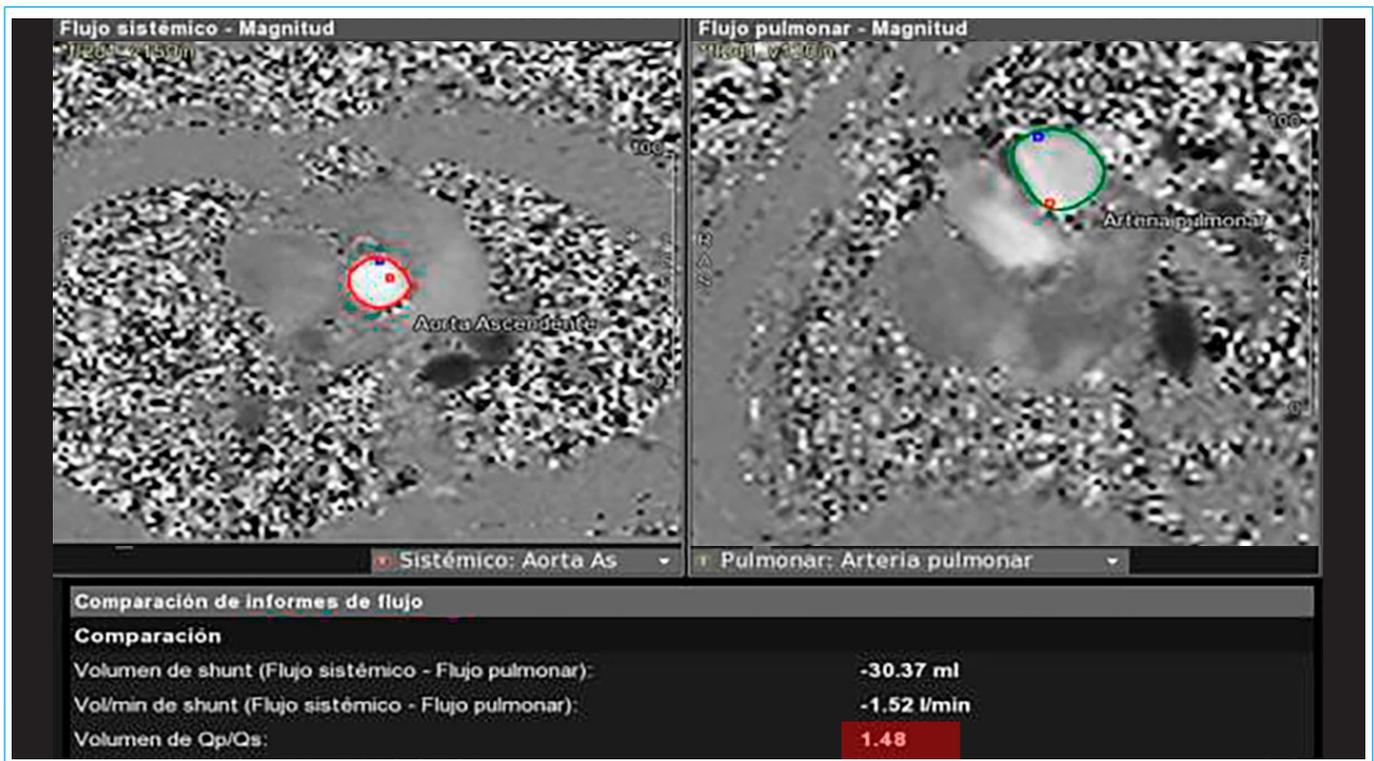


Figura 8. Paciente con CIA *ostium primum* intervenida, que presenta una dehiscencia del parche con un pequeño *shunt* izquierda-derecha. Vemos el análisis del flujo promedio en aorta y pulmonar y la comparación de ambos para el cálculo del Qp/Qs:^{1,5}.

Valoración de la aorta

En la coartación de la aorta, la evaluación hemodinámica se realiza con una secuencia de contraste de fase 2D con utilizando un Venc alto. Las mediciones del flujo generalmente se realizan en varios niveles, en un plano perpendicular a la aorta ascendente, la aorta descendente proximal (istmo aórtico, inmediatamente distal a la estenosis) y en el diafragma. Habitualmente la velocidad máxima del flujo, y, por tanto, el gradiente pico, se subestiman en la RMC y se mide mejor con el ecocardiograma. Un aumento del flujo entre el arco aórtico distal y la aorta descendente diafragmática es indicativo de una circulación colateral significativa. El 4D *Flow* muestra con facilidad el lugar donde el flujo está más comprometido y permite realizar medidas en diferentes planos de estudio⁽¹⁾. En la disección de aorta estas secuencias permiten diferenciar entre luz verdadera y luz falsa midiendo los flujos de cada luz.

Las arterias pulmonares

Una de las ventajas de la RMC en comparación con otras modalidades es la valoración anatómica y funcional del tracto de salida del ventrículo derecho (TSVD), el tronco de la arteria pulmonar principal, su bifurcación y las ramas pulmonares principales. La RMC es la única técnica no invasiva que permite mediciones cuantitativas del flujo en las arterias pulmonares. La medida de la distribución del flujo de la arteria pulmonar entre sus ramas puede ser interesante para valorar no solo la estenosis de las arterias pulmonares, sino también la obstrucción venosa pulmonar y la resistencia pulmonar anómala.

Hipertensión arterial pulmonar

La RMC es muy útil en la valoración de los pacientes con hipertensión pulmonar (HP), ya que es el *gold estándar* para la función del VD. La RMC con contraste de fase permite la evaluación no invasiva de las alteraciones hemodinámicas asociadas a la HP. La HP produce un deterioro progresivo de la circulación pulmonar que lleva al desarrollo de insuficiencia cardíaca derecha, que es la princi-

pal causa de mortalidad en estos pacientes. El estudio del flujo con secuencias de contraste de fase 2D nos permite el cálculo del volumen de sangre que pasa por la arteria pulmonar (Qp). Como hemos visto, la relación Qp/Qs tiene un papel muy importante en el estudio de los *shunt* intra- o extracardíacos.

En pacientes con HP existen otros dos parámetros importantes: la distensibilidad de la arteria pulmonar y la velocidad del flujo sanguíneo arterial pulmonar. La HP produce un aumento de la rigidez de la pared del vaso y, por lo tanto, una disminución de la distensibilidad pulmonar⁽²⁾. La disminución de la velocidad del flujo sanguíneo pulmonar es un dato bien conocido en pacientes con HP por lo que la medición de la velocidad media promedio podría ser útil para diagnosticarla.

Las venas pulmonares

La RMC es la técnica de referencia para la valoración de las estenosis de venas pulmonares ya que combina la valoración anatómica con los patrones de distribución del flujo sanguíneo por las diferentes estructuras. Con las secuencias de flujo podemos calcular la distribución del flujo entre las venas pulmonares, valorar drenajes venosos anómalos y valorar posibles colaterales veno-venosas a canales venosos pulmonares y/o a venas sistémicas cuando se produce una obstrucción de una vena pulmonar. Además, una velocidad de flujo superior a la normal distal a un estrechamiento sospechoso asociado a la pérdida del perfil de flujo de velocidad fásico normal sugieren una obstrucción hemodinámicamente significativa.

Cardiopatías congénitas complejas

Tetralogía de Fallot

Los pacientes sometidos a una reparación quirúrgica por una tetralogía de Fallot (TOF) presentan lesiones residuales frecuentes durante su seguimiento

a medio y largo plazo, que incluyen estenosis e insuficiencia de la válvula pulmonar, obstrucción del TSVD y/o de las ramas de las arterias pulmonares, e insuficiencia tricúspide. Estos hallazgos causan una carga crónica de volumen y/o presión del VD, con complicaciones bien descritas y potencialmente letales, que llevan a largo plazo a la disfunción del VD. La RMC permite la evaluación del TSVD y de las arterias pulmonares, así como la cuantificación del volumen (VTD) y la función del VD, el flujo sanguíneo pulmonar, el flujo distributivo de ambas ramas pulmonares, el estudio de la insuficiencia pulmonar y de la insuficiencia tricúspide cuando esta existe (Figura 9)⁽¹³⁾.

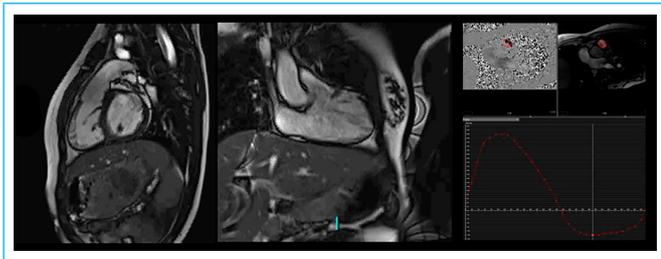


Figura 9. Tetralogía de Fallot con desinserción parcial de la válvula tricúspide con cierre de CIV y parche transanular. Tracto de salida del ventrículo ligeramente aneurismático con FR 38% (moderada) y velocidad ligeramente aumentada.

Trasposición de grandes arterias

La indicación de RMC en pacientes intervenidos de transposición de grandes arterias está relacionada fundamentalmente con la detección de complicaciones posquirúrgicas. El *switch* arterial presenta excelentes resultados a largo plazo, pero pueden desarrollarse algunas complicaciones graves, como la estenosis de las ramas pulmonares con la maniobra de Lecompte y la dilatación de la raíz neo-aórtica. Tanto las estenosis de las ramas como la función de las válvulas se pueden estudiar con secuencias de flujo con RMC. En estos pacientes también están indicadas las secuencias de perfusión y realce tardío para descartar lesiones isquémicas por la translocación de las coronarias. En el *switch* auricular las secuencias de flujo son útiles para la valoración de los *baffles* sistémico y pulmonar.

Ventrículo único: cirugía paliativa por etapas

La reconstrucción por etapas en pacientes con un ventrículo único mediante la cirugía de Norwood, Glenn y Fontan ha supuesto, en muchas instituciones, un éxito en su tratamiento. El manejo posterior de los pacientes sigue siendo uno de los aspectos más controvertidos y desafiantes de la cardiología pediátrica.

La RMC se utiliza en el seguimiento evolutivo de la función ventricular y la evaluación anatómica, la cuantificación de la insuficiencia valvular y las mediciones de flujo con secuencias en distintas localizaciones.

- Mediante las mediciones venosas sistémicas podríamos determinar el conducto de Glenn y el flujo de la derivación cavo-pulmonar y compararlo con el flujo arterial sistémico.
- La medición del flujo venoso pulmonar con respecto al flujo arterial pulmonar permitiría la medición del flujo colateral (Qcol). Un Qcol significativo empeora la situación hemodinámica y el pronóstico del paciente^(14,15).
- El cálculo del Qcol se realiza con las siguientes fórmulas:
 - $Q_{col-pulm} = (VPD - APD) + (VPI - API)$
 - $Q_{col-sist} = A_o - (VCS + VCI)$

El Qcol se normaliza por la superficie corporal para obtener el flujo indexado, para determinar el porcentaje de GC. Podemos calcular el retorno venoso total al corazón ($VCI/Fontan + VPD + VPI$) y compararlo con el flujo aórtico como un indicador de consistencia interna.

Conclusión

Las secuencias de flujo con RMC son muy exactas para calcular el flujo promedio en cualquier nivel y permiten un cálculo detallado de la situación hemodinámica del paciente. Las secuencias de contraste de fase 2D están ampliamente extendidas y su posproceso es sencillo. La secuencia 4D *Flow* permite valorar los casos complejos. Sin embargo, el procesado es complejo y requiere de *software* específico, por lo que hay pocos centros que la tengan disponible.

Ideas para recordar

- La secuencia de contraste de fase 2D permite medir con RMC el flujo perpendicular al plano de estudio.
- La secuencia 4D *Flow* permite obtener datos de un volumen del espacio, muestra de forma sencilla los patrones de flujos y permite obtener planos de estudio alineados de forma precisa en cualquier orientación, por lo que es muy útil en la valoración de flujos complejos.
- Los estudios de flujos con RMC permiten valorar de forma precisa la hemodinámica del corazón y están especialmente indicados en pacientes con ecocardiograma incompleto o dudoso y en los casos complejos, como el seguimiento de cardiopatías congénitas.

Fuente de financiación

Los autores declaran que no existió ningún tipo de financiamiento.

Conflicto de interés

Los autores declaran que no tienen relaciones de interés comercial o personal dentro del marco de la investigación que condujo a la producción del artículo.

Bibliografía

1. Sheth PJ, Danton GH, Siegel Y, et al. Cardiac Physiology for Radiologist: Review of Relevant Physiology for Interpretation of Cardiac MR Imaging and CT. *Radiographics* 2015 35:5, 1335-1351. <https://doi.org/doi:10.1148/rq.2015140234>
2. Lotz J, Meier C, Leppert A, et al. Cardiovascular Flow Measurement Phase-Contrast MR imaging: Basic Facts and Implementation. *RadioGraphics* 2002 22:3, 651-671. <https://doi.org/doi:10.1148/radiographics.22.3.g02ma11651>
3. Caroff J, Bière L, Trebuchet G, et al. Applications of phase-contrast velocity sequences in cardiovascular imaging. *Diagnostic and Interventional Imaging*. Volume 93, Issue 3, 2012, Pages 159-170. <https://doi.org/10.1016/j.diii.2012.01.008>
4. Jacobs K, Hahn L, Horowitz M, et al. Hemodynamic Assessment of Structural Heart Disease Using 4D Flow MRI: How We Do It. *AJR Am J Roentgenol*. 2021;217(6):1322-1332. <https://doi.org/doi:10.2214/AJR.21.25978>
5. Vahanian A, Beyersdorf F, Praz F, et al. 2021 ESC/EACTS Guidelines for the management of valvular heart disease: Developed by the Task Force for the management of valvular heart disease of the European Society of Cardiology (ESC) and the European Association for Cardio-Thoracic Surgery (EACTS), *European Heart Journal* 2022;43(7):561-632. <https://doi.org/doi:10.1016/j.rec.2022.05.006>
6. Otto CM, Nishimura RA, Bonow RO, et al. 2020 ACC/AHA Guideline for the Management of Patients with Valvular Heart Disease: Executive Summary: A Report of the American College of Cardiology/American Heart

- Association Joint Committee on Clinical Practice Guidelines. *Circulation*. 2021;143(5):e35-e71. <https://doi.org/doi:10.1161/CIR.0000000000000932>
7. Uretsky S, Argulian E, Narula J, et al. Use of Cardiac Magnetic Resonance Imaging in Assessing Mitral Regurgitation: Current Evidence, *Journal of the American College of Cardiology* 2017;71(5):547-563. <https://doi.org/doi:10.1016/j.jacc.2017.12.009>
 8. Feneis JF, Kyubwa E, Atianzar K, et al. 4D flow MRI quantification of mitral and tricuspid regurgitation: Reproducibility and consistency relative to conventional MRI. *J Magn Reson Imaging*. 2018;48(4):1147-1158. <https://doi.org/10.1002/jmri.26040>
 9. Guzzetti E, Racine HP, Tastet L, et al. Accuracy of stroke volume measurement with phase-contrast cardiovascular magnetic resonance in patients with aortic stenosis. *J Cardiovasc Magn Reson* 23, 124 (2021). <https://doi.org/doi:10.1186/s12968-021-00814-4>
 10. Chamsi-Pasha MA, Zhan Y, Debs D, et al. CMR in the Evaluation of Diastolic Dysfunction and Phenotyping of HFpEF: Current Role and Future Perspectives, *JACC Cardiovascular Imaging* 2020 13 (1) 283-296, <https://doi.org/doi:10.1016/j.jcmg.2019.02.031>
 11. Buechel V, Grosse-Wortmann L, Fratz S, et al. Indications for cardiovascular magnetic resonance in children with congenital and acquired heart disease: an expert consensus paper of the Imaging Working Group of the AEPIC and the Cardiovascular Magnetic Resonance Section of the EACVI, *European Heart Journal - Cardiovascular Imaging*, Volume 16, Issue 3, March 2015, Pages 281–297. <https://doi.org/doi:10.1093/ehjci/jeu129>
 12. Reiter U, Reiter G, Fuchsjäger M. MR phase-contrast imaging in pulmonary hypertension. *Br J Radiol*. 2016 Jul;89(1063). <https://doi.org/doi:10.1259/bjr.20150995>
 13. Ntsinjana HN, Hughes ML, Taylor AM. The role of cardiovascular magnetic resonance in pediatric congenital heart disease. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2011;13(1):51. <https://doi.org/doi:10.1186/1532-429X-13-51>
 14. Glatz AC, Rome JJ, Small AJ, et al. Systemic-to-pulmonary collateral flow, as measured by cardiac magnetic resonance imaging, is associated with acute post-Fontan clinical outcomes. *Circ Cardiovasc Imaging*. 2012;5(2):218-225. <https://doi.org/doi:10.1161/CIRCIMAGING.111.966986>
 15. Whitehead KK, Harris MA, Glatz AC, et al. Status of systemic to pulmonary arterial collateral flow after the fontan procedure. *Am J Cardiol*. 2015;115(12):1739-1745. <https://doi.org/doi:10.1016/j.amjcard.2015.03.022>