

Resonancia cardiaca en el estudio de las valvulopatías

Begoña Igual Muñoz

Exploraciones Radiológicas Especiales SA (ERESA). Valencia. España.

Los métodos diagnósticos de imagen son importantes en la evaluación de las valvulopatías y necesarios para definir la morfología valvular, incluidos las valvas, el anillo y el aparato subvalvular, evaluar la gravedad de la afección, y obtener datos de volúmenes, función ventricular y diámetros aórticos.

Con cardiorresonancia magnética (CRM), utilizando secuencias de contraste de fase, podemos medir directamente el volumen regurgitante, la velocidad pico y estimar así el gradiente a través de una estenosis.

Las secuencias de cine nos permitirán una visualización privilegiada del tamaño de las cámaras cardíacas y de los jets de estenosis o regurgitación. Los volúmenes y la función ventricular pueden ser medidos de forma precisa y reproducible, lo que permite estudios de seguimiento.

Revisaremos las principales técnicas que se utilizan en CRM para evaluar la función valvular, y sus ventajas y limitaciones para proporcionar información clínicamente útil en el paciente con afección valvular.

Palabras clave: Valvulopatías. Resonancia magnética. Estenosis. Regurgitación.

Cardiovascular Magnetic Resonance in the Assessment of Valvular Heart Disease

Noninvasive imaging is extremely important in the assessment of a patient with valvular heart disease. It is essential for visualizing valvular morphology, including valve cusps, rings and the subvalvular apparatus, for assessing disease severity, and for providing data on ventricular dimensions and function, and aortic dimensions. With phase-contrast cardiovascular magnetic resonance, it is possible to measure regurgitant volume and peak flow velocity directly, thereby enabling the pressure gradient across a stenosis to be estimated. In addition, cardiac chambers and flow jets associated with a stenosis or regurgitation can be imaged exceptionally well using cine cardiovascular magnetic resonance. Furthermore, since ventricular dimensions and function can be measured accurately and reproducibly, it is possible to carry out follow-up studies. In this article, the main cardiovascular magnetic resonance techniques used in valve assessment are reviewed, with reference to the advantages and limitations of using cardiovascular magnetic resonance to provide clinically useful information in patients with valvular heart disease.

Key words: Valvular heart disease. Magnetic resonance imaging. Stenosis. Regurgitation.

INTRODUCCIÓN

Los métodos diagnósticos de imagen son importantes en la evaluación de las valvulopatías con cardiorresonancia magnética (CRM). Utilizando secuencias de contraste de fase podemos medir directamente el volumen regurgitante, la velocidad pico y estimar así el gradiente a través de una estenosis.

Las secuencias de cine nos van a permitir una visualización privilegiada del tamaño de las cámaras cardíacas y de los jets de estenosis o regurgitación. Las imágenes de cine en planos contiguos de eje corto nos permiten obtener mediciones precisas y altamente reproducibles de los volúmenes y la masa ventricular¹.

Revisaremos las principales técnicas que se utilizan en CRM para evaluar la función valvular, y sus ventajas y limitaciones para proporcionar información clínicamente útil en las estenosis e insuficiencia aórtica, pulmonar, mitral y tricúspide.

TIPOS DE SECUENCIAS

Secuencias de cine

Estas secuencias son particularmente útiles para la evaluación de la función ventricular y en la identificación de la disfunción valvular, pues nos permiten ver los jets de estenosis y regurgitación. En estas imágenes la sangre tiene una señal brillante, los patrones de flujo anormales que se producen en la enfermedad valvular producen el desfase de los espines dando lugar a pérdida de señal (fig. 1). El área del chorro regurgitante depende de diversos pará-

Correspondencia: Dra. B. Igual Muñoz.
ERESA. Avda. Campanar, 114 bajo. 46015 Valencia. España.
Correo electrónico: bigual@eresa.com

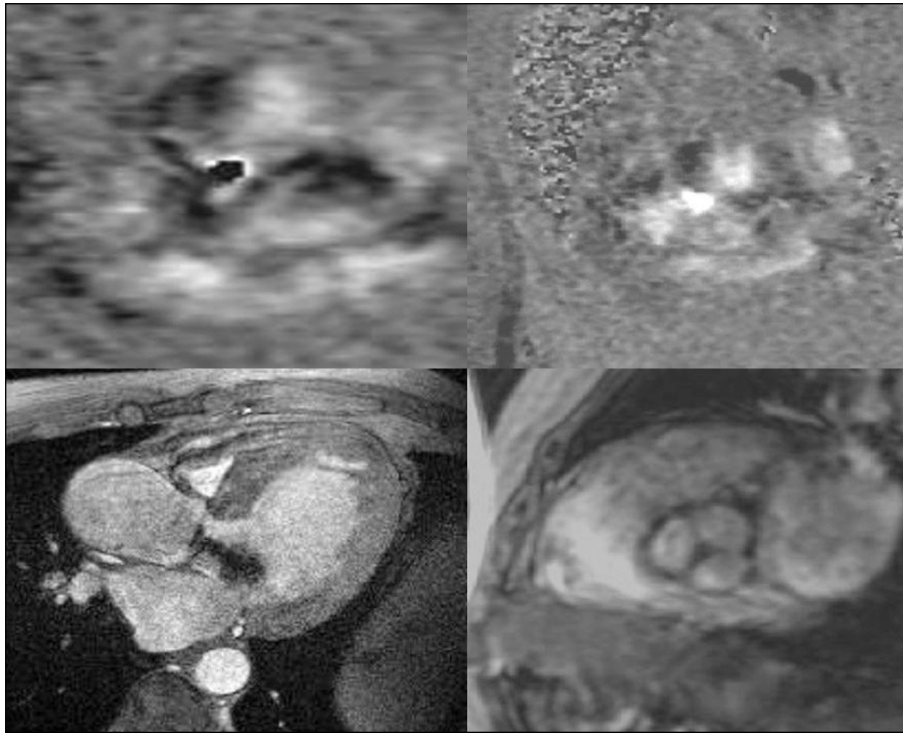


Fig. 1. Arriba: secuencias de contraste de fase que muestran el orificio regurgitante de una insuficiencia aórtica. Derecha: normal. Izquierda: inversión de color debido a la presencia de *aliasing*. Abajo izquierda: área de pérdida de señal por *jet* de insuficiencia aórtica. Derecha: imágenes diastólicas de magnitud de la válvula aórtica.

metros de la secuencia, sobre todo del tiempo de eco (TE) de forma que con TE largo el *jet* es muy aparente, pero con secuencias de TE muy corto tiende a desaparecer. Esta variabilidad debe tenerse en cuenta a la hora de evaluar el área de los *jets*².

Secuencias de contraste de fase

La medición del flujo mediante secuencias de contraste de fase es precisa y reproducible, siempre que puedan evitarse errores potenciales que se analizan más adelante. Esta técnica se ha validado en modelos *in vitro*^{3,4} y en seres humanos, comparando los datos obtenidos con los proporcionados por la ecografía Doppler o el cateterismo⁵.

Quizá la validación más convincente sea la que se realiza mediante comparación de flujo en la aorta, la arteria pulmonar y el volumen ventricular izquierdo y derecho en sujetos sanos, en quienes estas cuatro medidas deberían ser idénticas; aparte de algunas pequeñas diferencias debidas al flujo coronario y bronquial, puede calcularse que las mediciones de flujo en los grandes vasos son precisas con un error menor del 6%^{6,7}.

Este tipo de secuencias se basa en la adquisición de 2 tipos de imágenes, unas con codificación de velocidad (secuencias de fase) y otras puramente anatómicas (secuencias de magnitud), adquiridas simultáneamente. En estas secuencias el tejido estacionario se visualiza gris mientras que el flujo que atraviesa el plano de corte en dirección positiva se visualiza blanco y el que lo hace en dirección negativa aparece negro. La velocidad pue-

de ser codificada en planos que son perpendiculares al eje del flujo (a través del plano) o en planos paralelos (en el plano).

Estas secuencias tienen potenciales errores. Los más comunes son: *aliasing* y oblicuidad.

El *aliasing* se produce cuando la velocidad en el vaso es mayor que la que está codificada en la secuencia (fig. 1). La codificación de velocidad debe ajustarse lo más posible a la velocidad que existe en el vaso, pues mediciones de velocidad pico con codificación de velocidad muy alta infravaloran la velocidad pico.

Otro problema con el que nos enfrentamos habitualmente cuando evaluamos la enfermedad valvular es la oblicuidad del vaso; un mal alineamiento entre el flujo verdadero y el que está codificado en la secuencia producirá errores de medida que se determinan por la ecuación:

$$V \text{ medida} = V \text{ verdadera} \times \cos\phi$$

Donde ϕ es el ángulo de mal alineamiento; son aceptables angulaciones de hasta 20°, que producen un error del 6%⁸.

Estas secuencias permiten medir la velocidad y el volumen en cualquier vaso y en cualquier momento del ciclo cardiaco (para esto necesitamos un *software* específico). La velocidad puede medirse trazando una región de interés en la zona del vaso donde queremos medir o trazando el área del vaso en cada uno de los cortes que hemos adquirido a lo largo del ciclo cardiaco. El producto del área por la velocidad media en cada uno de los píxeles nos ofrece instantáneamente el volumen de flujo por ciclo.

TÉCNICAS DE ANÁLISIS

Regurgitación valvular

Disponemos de 3 métodos para evaluar la severidad de una regurgitación: medir el área del *jet* de regurgitación, calcular la fracción regurgitante por métodos volumétricos ventriculares y cuantificar el flujo regurgitante con secuencias de contraste de fase.

Área del *jet*

La medimos en secuencias cine. Los *jets* son estructuras tridimensionales que difieren de un paciente a otro y dependen de la alteración valvular; por lo tanto, el plano de adquisición de la imagen afecta al tamaño del *jet* y es necesaria la valoración multiplanar.

Para la CRM, en la actualidad, la valoración correcta del área del *jet* es más compleja y consume más tiempo que con ecocardiografía, aunque es posible realizarla utilizando los mismos parámetros que en ecocardiografía: área del *jet*, longitud y proporción de estos parámetros del *jet* respecto de los de la cavidad receptora, lo que nos permite realizar una valoración semicuantitativa^{9,10}.

Este método tiene gran variabilidad debido al plano de corte, a la ventana (imagen más o menos brillante), a las características de la secuencia (sobre todo al TE) y a los factores fisiológicos, como el volumen o la presión en la cavidad receptora.

Fracción regurgitante con volúmenes ventriculares

La CRM en la actualidad es el «patrón oro» para la medición de los volúmenes ventriculares, pues es a la

vez precisa y reproducible en ventrículos normales y anormales¹¹⁻¹³.

Estos resultados se han obtenido utilizando el método de Simpson, que consiste en obtener cortes contiguos de eje corto en secuencias cine. El volumen ventricular es igual a la suma de las áreas endocárdicas multiplicadas por la distancia entre los ejes de cada corte (fig. 2). Las medidas volumétricas así obtenidas son muy precisas e independientes de cualquier asunción geométrica.

El volumen latido es la diferencia entre el volumen tediastólico y el volumen telesistólico. El volumen regurgitante es la diferencia entre el volumen latido del ventrículo regurgitante y el del ventrículo normal. La fracción regurgitante es la razón entre el volumen regurgitante y el volumen latido del ventrículo regurgitante.

Una fracción regurgitante del 15 al 20% representa una regurgitación ligera; una fracción de 20-40% representa una regurgitación moderada y si es mayor del 40%, una regurgitación severa¹⁴.

Este método presenta, fundamentalmente, una limitación: no es útil en caso de afección polivalvular, aunque si disponemos también de cálculos volumétricos con secuencias de contraste de fase, en planos perpendiculares a la aorta y la pulmonar, obtenemos el flujo sistólico separadamente para ambos ventrículos y podemos calcular la regurgitación de las 4 válvulas por separado.

Cálculo del volumen regurgitante con secuencias de contraste de fase

Como hemos comentado anteriormente, con estas secuencias obtenemos un mapa de velocidad de forma que

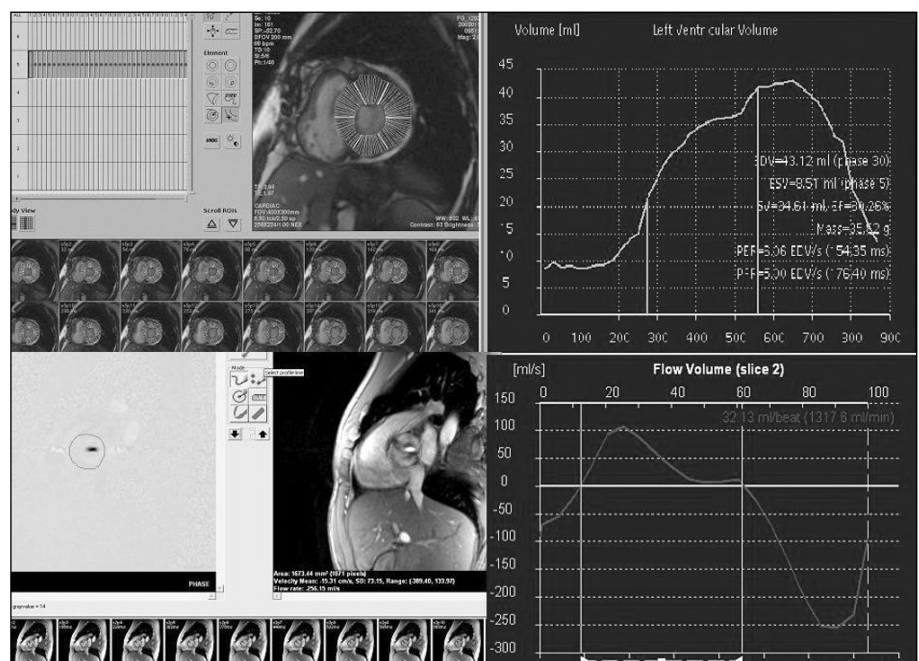


Fig. 2. Arriba: cálculos volumétricos ventriculares. Abajo: cálculo directo de la fracción regurgitante.

el flujo aparece negro o en blanco, según su dirección y la codificación de la secuencia. Para cada imagen obtenida a lo largo del ciclo cardiaco, el área se dibuja manual o automáticamente y el producto del área por la velocidad media nos proporciona el flujo que se representa como anterógrado o retrógrado en un gráfico y puede ser así evaluado (fig. 2).

Esta técnica es muy sencilla, precisa y reproducible siempre que se eviten los errores más comunes (*aliasing*, oblicuidad) y nuestro equipo cuente con los requerimientos técnicos necesarios para realizarlas correctamente¹⁵.

Quedan por definir con este método las mejores estrategias de análisis y el plano o los planos de corte en los que se obtienen mediciones más precisas¹⁶.

Otra posibilidad que nos ofrecen estas secuencias es valorar en imágenes de contraste de fase el orificio regurgitante (fig. 1), que se correlaciona estrechamente, para la válvula aórtica, con la fracción regurgitante obtenida directamente en el vaso $r = 0,84$ ¹⁷.

Estenosis valvular. Detectamos la presencia de estenosis valvular en secuencias de cine como un área de pérdida de señal o *jet*.

Cuantificación del gradiente a través de la estenosis y del área valvular con secuencias de contraste de fase

Las secuencias de contraste de fase nos proporcionan la velocidad en cada una de las estructuras anatómicas que se observan en la imagen adquirida.

Para valorar la velocidad máxima en el *jet* de estenosis podemos planificar secuencias paralelas al *jet* o perpendiculares a éste. Cada una de ellas puede ser suficiente, pero es preferible rastrear la velocidad pico de un *jet* de estenosis en los 2 planos para obtener mediciones más precisas^{18,19}. Las velocidades menores de 4 m/s no tienen grandes requerimientos técnicos, pero para velocidades de 4-6 m/s se necesitan secuencias con TE muy corto, de 3-4 ms.

El gradiente a través de la estenosis se calcula utilizando la ecuación modificada de Bernouille.

El área valvular puede calcularse en resonancia utilizando secuencias de contraste de fase con la ecuación de continuidad, obteniéndose una buena correlación con la ecocardiografía ($r = 0,83$) y reproducibilidad en resonancia ($r = 0,94$)^{20,21}.

También se ha descrito recientemente, con buenos resultados en la válvula aórtica, la planimetría del área aórtica en secuencias de contraste de fase como método complementario que debe realizarse rutinariamente²².

APLICACIONES CLÍNICAS

Estenosis aórtica

El principal método para evaluar la severidad de una estenosis es el cálculo de la velocidad máxima mediante secuencias de contraste de fase y el gradiente mediante la ecuación de Bernouille.

Por otra parte, la CRM nos permitirá ver con la mayor parte de los equipos la morfología y el área de apertura aórtica de forma no invasiva (fig. 3)²². Puede ser

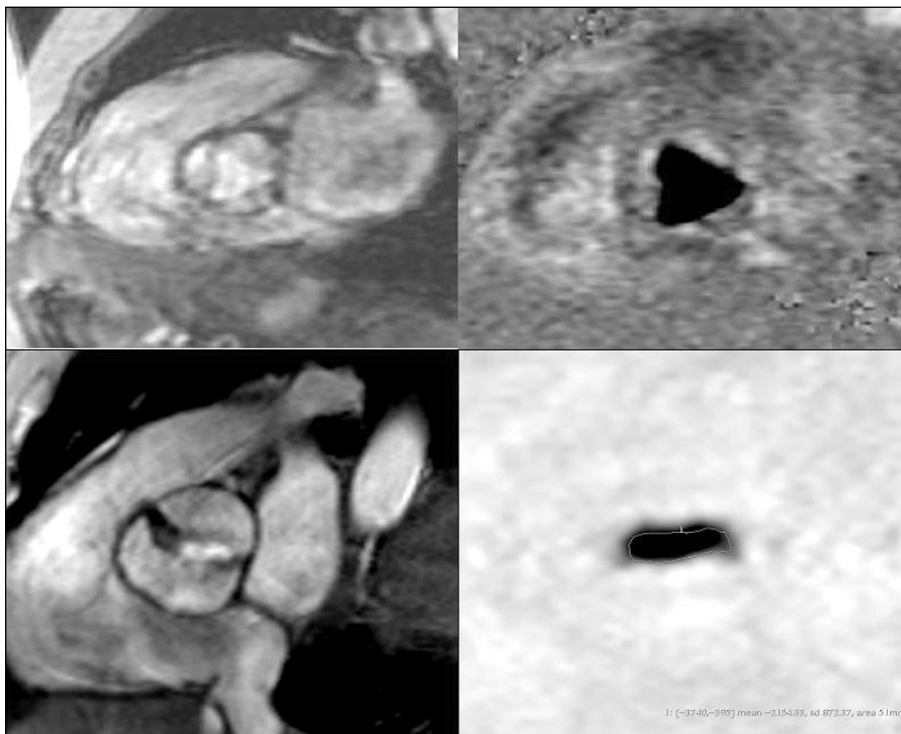


Fig. 3. Área de apertura aórtica en una válvula normal (arriba) y una estenótica (abajo). Imágenes de magnitud (izquierda) y de contraste de fase (derecha).

útil en casos de sospecha de válvula bicúspide con dilatación aórtica para decidir el momento óptimo de la cirugía.

Insuficiencia aórtica

El mejor método para evaluar la insuficiencia aórtica es el cálculo directo de la fracción regurgitante en secuencias de contraste de fase, en planos perpendiculares a la válvula aórtica.

Diversos estudios avalan la capacidad de la CRM en la monitorización de la función y los volúmenes ventriculares con alta reproducibilidad entre observadores ($r = 0,96-0,99$)²³. Estos resultados son asumibles en el contexto de las valvulopatías, sobre todo la insuficiencia aórtica, pues podemos detectar con mayor precisión el incremento de los volúmenes ventriculares o el deterioro de la fracción de eyección.

La CRM puede ser útil cuando la regurgitación se asocia a afección aórtica, pues determinamos en una sola exploración los diámetros aórticos, la morfología valvular y los volúmenes ventriculares, lo que nos permitirá decidir el momento óptimo de la cirugía.

Estenosis pulmonar

La CRM permite detectar la estenosis en secuencias cine como un área de pérdida de señal en el tronco pulmonar, y valorar el gradiente mediante el estudio, con secuencias de contraste de fase, de la velocidad máxima planificando secuencias en y a través del plano.

Tanto en secuencias cine como en las anatómicas de contraste de fase detectamos la hipertrofia infundibular y podemos medir con precisión la magnitud y detectar la zona de mayor hipertrofia. Estos datos son de gran importancia para planificar el tratamiento. Otra posibilidad que nos ofrece la técnica es valorar en la misma exploración la presencia de estenosis en el tronco y las ramas pulmonares y la vascularización periférica pulmonar^{24,25}.

Insuficiencia pulmonar

Las principales causas de insuficiencia pulmonar en la actualidad son la dilatación del anillo secundaria a hipertensión pulmonar y las complicaciones del tratamiento quirúrgico de la estenosis pulmonar, tetralogía de Fallot u otras anomalías conotruncuales. El análisis del flujo regurgitante con secuencias de contraste de fase es un método óptimo para la valoración de la insuficiencia pulmonar²⁶. Pero aunque el impacto en la práctica clínica de diferentes parámetros medidos con resonancia todavía no se ha estudiado suficientemente, la principal aplicación clínica de la resonancia en el contexto de la insuficiencia pulmonar es la monitorización del aumento del volumen del ventrículo dere-

cho para decidir el momento óptimo de la intervención quirúrgica.

Insuficiencia mitral y tricúspide

En la actualidad, la CRM es inferior a la ecocardiografía en la valoración morfológica de las válvulas auriculoventriculares y en la identificación del mecanismo de regurgitación, aunque con el desarrollo de secuencias de mayor resolución temporal estos aspectos pueden mejorar²⁷.

Debido al desplazamiento de estas válvulas sobre el plano de corte, no se han utilizado habitualmente para la cuantificación métodos directos (secuencias de contraste de fase paralelas al plano auriculoventricular) sino indirectos, sobre todo el cálculo de la fracción regurgitante con métodos volumétricos ventriculares, con buenos resultados¹⁴.

Probablemente, el mejor método para la cuantificación será el cálculo del volumen latido o flujo sistólico en la aorta y pulmonar. El volumen regurgitante lo obtenemos de la diferencia entre el volumen latido de ambos ventrículos, como hemos comentado anteriormente.

Estenosis mitral y tricúspide

La evaluación de la velocidad máxima y los gradientes a través de las válvulas auriculoventriculares puede realizarse con secuencias de contraste de fase, con buena correlación con los obtenidos con la ecografía Doppler²⁸.

La curva de flujo que obtenemos en el caso de una estenosis mitral muestra la pérdida de los 2 picos normales, con velocidades elevadas durante la diástole. Estas curvas se pueden utilizar para calcular el tiempo de hemipresión (tiempo que tarda el gradiente de presión en reducir su valor a la mitad), pero en la actualidad no existe *software* automatizado que permita el cálculo de este parámetro de forma automática, por lo que la valoración del tiempo de hemipresión en CRM es costoso y está poco extendido. Otro indicador de la severidad de la estenosis mitral es la inversión del flujo en las venas pulmonares, que también puede valorarse con CRM²⁹.

CONCLUSIONES

La ecocardiografía es la técnica de elección en la detección y cuantificación de las alteraciones valvulares. La resonancia magnética en este contexto nos aporta información complementaria muy útil, sobre todo en afección pulmonar y aórtica (estudio de los grandes vasos, valoración de morfología valvular aórtica, cuantificación de hipertrofia). En la actualidad, aunque faltan estudios específicos, todo hace pensar que la indicación fundamental de la cardiorresonancia es el seguimiento de la función y los volúmenes ventriculares en el paciente con valvulopatía.

BIBLIOGRAFÍA

1. Semelka RC, Tomei E, Wagner S. Normal left ventricular dimensions and function: interstudy reproducibility of measurements with cine MR imaging. *Radiology*. 1990;174:763-8.
2. Suzuki J, Caputo GR, Kondo C, Higgings CB. Cine MRI imaging of valvular heart disease: Display and imaging parameters affect the size of signal void caused by valvular regurgitation. *AJR*. 1990;155:723.
3. Kilner PJ, Firmin DN, Gatehouse PD, et al. Valve and Great Vessel stenosis: Assessment with MR jet velocity mapping. *Radiology*. 1991;178:229-35.
4. Meier D, Maier S, Boesiguer P. Quantitative flow measurements on Phantoms and on blood vessels with MR. *Magn Reson Med*. 1988;8:25-34.
5. Kilner PJ, Manzara CC, Mohiaddin RH, Penell D, Sutton MG, Firmin DN, et al. Magnetic resonance jet velocity mapping in mitral and aortic valve stenosis. *Circulation*. 1993;87:1239-48.
6. Bogren HG, Klipstein RH, Mohiaddin Rh, Firmin DN, Underwood SR, Rees RS, et al. Pulmonary artery distensibility and blood flow patterns. A magnetic resonance study of normal subjects and patients with pulmonary hypertension. *Am Heart J*. 1989;118:234-7.
7. Bogren HG, Klipstein RH, Firmin DN, Mohiaddin RH, Underwood SR, Rees RS, et al. Quantitation of antegrade and retrograde blood flow in the human aorta by magnetic resonance imaging. *Am Heart J*. 1989;117:1214-22.
8. Firmin DN, Nayler GL, Kilner PJ, Longmore DB. The applications of phase shifts in NMR for flow measurements. *Magn Reson Med*. 1990;14:230-41.
9. Didier D, Ratib O, Friedli B, Oberhaensli I, Chatelain P, Faidutti BI, et al. Cine gradient echo MR imaging in the evaluation of cardiovascular diseases. *Radiographics*. 1993;13:561-73.
10. Wagner S, Aufferman W, Buser P, Lim TH, Kircher B, Pflugfelder PI, et al. Diagnostic Accuracy and estimation of severity of valvular regurgitation from the signal void of cine MR images. *Am Heart J*. 1989;118:760-7.
11. Rehr RB, Malloy CR, Filipchuck NG, Peshock RM. Left ventricular volumes measured by MR imaging: *Radiology*. 1985;156:717.
12. Semelka RC, Tomei E, Wagner S, Mayo J, Kondo C, Suzuki J, et al. Normal left ventricular dimensions and function: interstudy reproducibility of measurements with cine MR imaging. *Radiology*. 1990;174:736-8.
13. Lorenz CH, Walker ES, Morgan VL, Klein SS, Graham TP jr. Normal human right and left ventricular mass, systolic function and gender differences by cine magnetic resonance imaging. *J Cardiovasc Magn Reson*. 1997;1:7-21.
14. Sechttem U, Plugfelder PW, Cassidy MM, White RD, Cheitlin MD, Schiller NB, et al. Mitral or aortic regurgitation; Quantification of regurgitant volumes with cine MR imaging. *Radiology*. 1988;167:425-30.
15. Dulce MC, Mostbeck CH, O'Sullivan M, Cheitlin M, Caputo GR, Higgins CB. Severity of aortic regurgitation: Interstudy reproducibility of measurements with velocity encoded cine MRI imaging. *Radiology*. 1992;185:235-40.
16. Chatzimavroudis GP, Walker PG, Oshinski JN, Franch RH, Pettigrew RI, Yoganatan AP. Slice location dependence of aortic regurgitation measurements with CMR phase- Velocity Mapping. *Mag Reson Med*. 1997;37:545.
17. Igual B MD, Maceira AMD, Miró V MD, Osa A MD, López Lereu P MD, Martin J, et al. Cardiovascular magnetic resonance in the assesment of aortic regurgitation (in abstract). *J Cardiovasc Magn Reson*. 2004;6:236.
18. Mohiaddin RH, Penell DJ. Blood flow measurements: clinical application in the heart and circulation. *Cardiol Clin*. 1998;16:161-87.
19. Kilner PJ, Manzara CC, Mohiaddin RH, Penell D, Sutton MG, Firmin DN, et al. Magnetic resonance jet velocity mapping in mitral and aortic valve stenosis. *Circulation*. 1993;87:1239-48.
20. Caruthers SD, Lin SJ, Brown P, Watkins MP, Williams TA, Lehr KA, Wickline SA. Practical value of cardiac Magnetic Resonance imaging for clinical Quantification of aortic valve stenosis. *Circulation*. 2003;108:2236-43.
21. Wytenbach R, Bremerich J, Saeed M, Higgins CB. Integrated MR imaging approach to valvular heart disease. *Cardiol Clin*. 1998;16:277-94.
22. Igual B MD, Maceira AMD; Miró V MD, López Lereu P MD, Martin J, Estornell J, et al. Cardiovascular magnetic resonance in the assesment of aortic stenosis. In abstract. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2004;6:251.
23. Doherty NEIII, Seelos KC, Sazuki J, Caputo GR, O'Sullivan M, Sobol SM, et al. Application of cine MR imaging for sequential evaluation of response to angiotensyn converting enzyme inhibitor therapy in dilated cardiomyopathy. *J Am Coll Cardiol*. 1992;19:1294-302.
24. Didier D, Higgins CB, Fischer MR, Osaki L, Silverman NH, Cheitlin MD. Gated magnetic resonante imaging in congenital heart disease: experience initial in 72 patients. *Radiology*. 1986;158:227-35.
25. Ladd ME, Gohde SC, Steiner P, Pafmmater T, MacKinnon GC, Debatin JF, et al. Virtual MR angioscopy of the pulmonary artery tree. *J Comput Assist Tomogr*. 1996;20:782-5.
26. Rebergen SA, Niezen RA, Helbing WA, Van der Wall EE, De Roos A. Cine gradient-echo MR imaging and MR velocity mapping in the evaluation of congenital heart disease. *Radiographics*. 1996;16:467-81.
27. Davis CP, Mc Kinnon GC, Debatin JF, Duewell S, Von Schulthess GK. Single shot versus interleaved echo-planar CMR imaging; Application to visualisation of cardiac valve leaflets. *J Cardiovasc Magn Reson*. 1995;5:107.
28. Heidenreich PA, Steffens JC, Fujita N, O'Sullivan M, Caputo GR, Foster E, et al. The evaluation of mitral stenosis with velocity encoded cine MRI. *Am J Cardiol*. 1995;75:365-9.
29. Mohiaddin RH, Amanuma M, Kilner PJ, Penell DJ, Manzara C, Longmore DB. MR phase-shift velocity mapping of mitral and pulmonary venous flow. *J Comput Assist Tomogr*. 1991;15:237-43.