

# Rol de la Resonancia Magnética en Cardiopatía Isquémica

Gonzalo Pereira R., Juan Carlos Díaz P., Rodrigo Hermann P., Claudio Silva F.

*Departamento de Radiología, HCUCh.*

## RESUMEN

La resonancia magnética (RM) tiene un tremendo potencial para el estudio de la cardiopatía coronaria. Actualmente la RM en cine es considerada el estándar de referencia para la medición de varios parámetros de función ventricular global como los volúmenes ventriculares, fracción de eyección y masa ventricular. En comparación con otras técnicas, la RM presenta menor variabilidad intra e interobservador en la medición de volúmenes ventriculares. Tiene la ventaja de no utilizar radiación ionizante y es un examen independiente del operador. Con RM también es posible analizar la función miocárdica regional visualizando los distintos segmentos del ventrículo izquierdo durante el ciclo cardíaco. Por otra parte, la RM con uso de gadolinio EV es capaz de mostrar las zonas de infarto y reemplazo fibroso con gran exactitud. Cuando se asocia la detección de fibrosis miocárdica con la evaluación del movimiento segmentario de la pared, es posible predecir recuperación contráctil después de la revascularización.

## SUMMARY

*The magnetic resonance (MR) is a technique in constant evolution for evaluation of coronary artery disease. Cine-MR techniques are currently the main imaging tools for measurement of several parameters of global ventricular function such as ventricular volumes, ejection fraction and the ventricular mass. MR has shown less variability inter-observer than other techniques for measurement of ventricular volumes; it does not use radiation and is operator independent. Regional contractile function is also well assessed by cine-MR with visual inspection of wall motion and thickening for the left ventricle. After gadolinium administration, MR can assess myocardial infarct and replacement fibrosis. When the detection of myocardial fibrosis is associated with segmental wall motion analysis by cine images, it can be possible to predict improvement recover of contractile function after revascularization.*

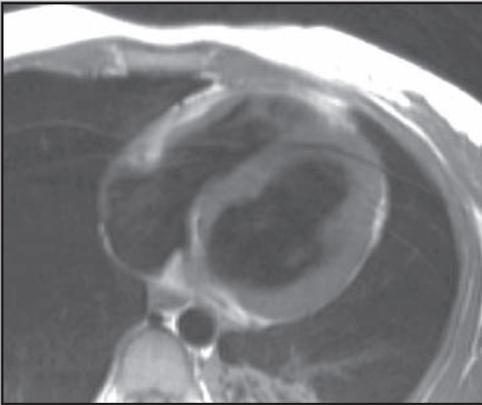
## INTRODUCCIÓN

A pesar que desde el año 1970 a la fecha, el riesgo de muerte del adulto por cardiopatía coronaria ha disminuido en forma sistemática en nuestro país, esta condición continúa siendo la primera causa de muerte en Chile, falleciendo cada año más de 22.000 personas por enfermedades cardiovasculares<sup>(1)</sup>.

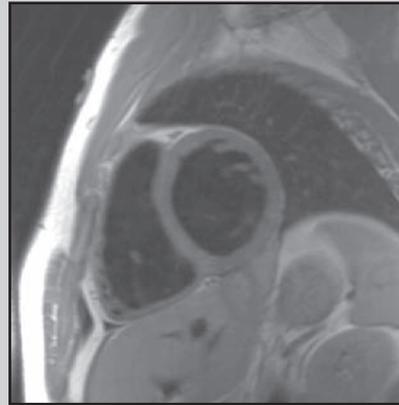
El diagnóstico por imágenes ha jugado un rol importante en la evaluación y manejo del paciente

con enfermedad coronaria. Dentro de los procedimientos no invasivos que se disponen actualmente, la resonancia magnética (RM) tiene un tremendo potencial para el estudio de la enfermedad cardíaca en general y la cardiopatía coronaria en particular. La evaluación de la anatomía del corazón, función y la perfusión miocárdica han sido posibles gracias a los avances tecnológicos experimentados en los últimos años que han permitido adquirir imágenes en milésimas de segundo, sincronizadas con el electrocardiograma (ECG), que logran congelar el

**Fig. 1 RM cardiaca.**



a) Secuencia RM potenciada en T1 en el plano axial estricto para observar la anatomía que muestra el ventrículo izquierdo, ventrículo derecho y aurícula derecha. En esta secuencia la sangre es negra.



b) Imagen de RM en eje corto potenciada en T1.

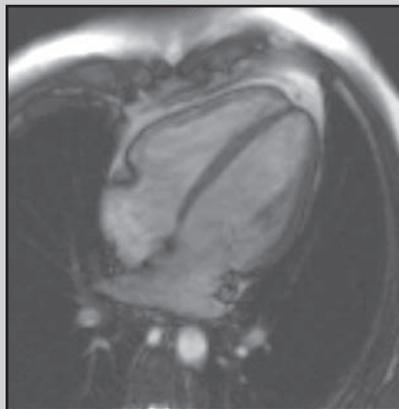
corazón y visualizar en forma precisa las distintas fases del ciclo cardiaco.

### TÉCNICA Y PRINCIPIOS DE LA RM CARDIACA

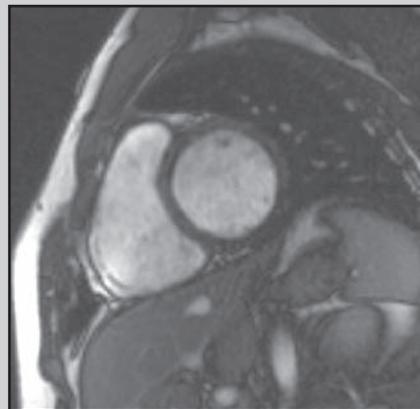
Con el fin de minimizar los artefactos de movimiento, la RM cardiaca se realiza con sincronización electrocardiográfica y utilizando secuencias que permiten adquirir los datos durante una apnea. Las imágenes se obtienen en los planos que evalúan el corazón según su propio eje, como es recomendado por la American Heart Association<sup>(2)</sup>, a saber: eje corto, eje largo horizontal y eje largo vertical; pero también es posible

reorientar estos planos clásicos para estudiar sitios anatómicos específicos. Los cortes anatómicos, para una evaluación general, se realizan con secuencias potenciadas en T1 o en T2 (FSE) (Figura 1). Luego aplican secuencias muy rápidas potenciadas en T2 (TrueFISP) que servirán para tomar muestras del corazón en todas las fases del ciclo cardiaco y se llaman secuencias en cine porque una vez adquiridas muestran el movimiento del miocardio en cada latido. Estas secuencias también son útiles para observar la anatomía (Figura 2), pero en especial son excelentes para el análisis de la función miocárdica regional, medir el grosor del miocardio y calcular el diámetro de las cámaras<sup>(3,4)</sup>.

**Fig. 2 RM cardiaca.**

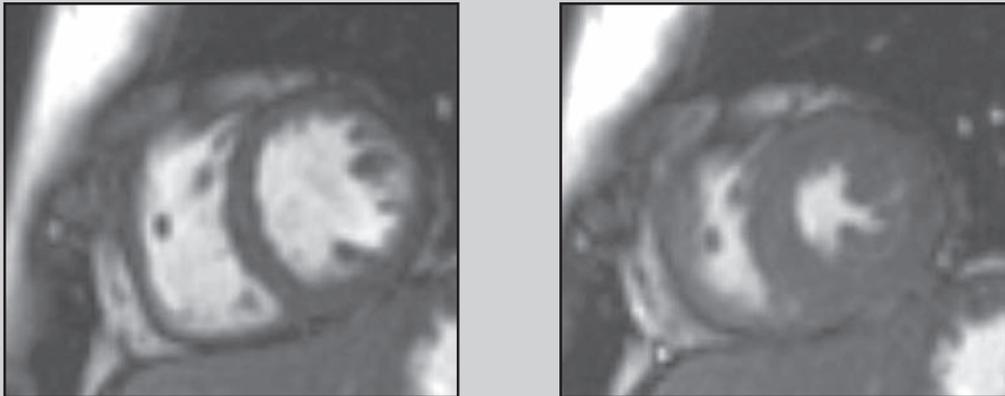


a) RM potenciada en T2 para imagen en cine en cuatro cámaras que muestra las 2 aurículas y los 2 ventrículos, la pared septal y el tabique interauricular.



b) Imagen de RM en eje corto potenciada en T2 para cine -RM (FISP). Esta secuencia muestra los ventrículos en sangre blanca.

**Fig. 3 RM en eje corto en sístole y diástole.**



Muestra la contractilidad miocárdica y el engrosamiento de la pared. Midiendo el grosor de la pared es posible calcular el índice de engrosamiento absoluto y el índice de engrosamiento sistólico.

El análisis de la perfusión del miocardio se realiza inyectando medio de contraste paramagnético EV (gadolinio), a razón de 0.1-0.2 mmol/kg de peso.

### **EVALUACIÓN DE LA FUNCIÓN MIOCÁRDICA**

La determinación del volumen sistólico final, volumen telediastólico y la fracción de eyección son datos hemodinámicos importantes en pacientes con cardiopatía coronaria<sup>(5, 6)</sup>. La resonancia magnética en cine es considerada actualmente el estándar de referencia para las medidas de los volúmenes ventriculares y varios parámetros de la función ventricular global, como la fracción de eyección y la masa ventricular<sup>(7, 8)</sup>. Con las secuencias existentes en la actualidad es posible definir con mayor claridad los contornos endocárdicos y epicárdicos del ventrículo izquierdo desde el ápex hasta la base, lo que permite medir el área del ventrículo (volumen ventricular) y el área del miocardio (masa ventricular)<sup>(9, 10)</sup>. El uso de métodos automatizados para la detección de los bordes miocárdicos permite un análisis cuantitativo más confiable de las secuencias en cine RM<sup>(11)</sup>.

En contraste con los análisis volumétricos angiográficos, la naturaleza de las imágenes por RM permiten su independencia de las formas geométricas, por lo que todas las formas ventriculares pueden ser medidas<sup>(12)</sup>. La ausencia de radiación también es una ventaja y la mejor resolución espacial hacen de la

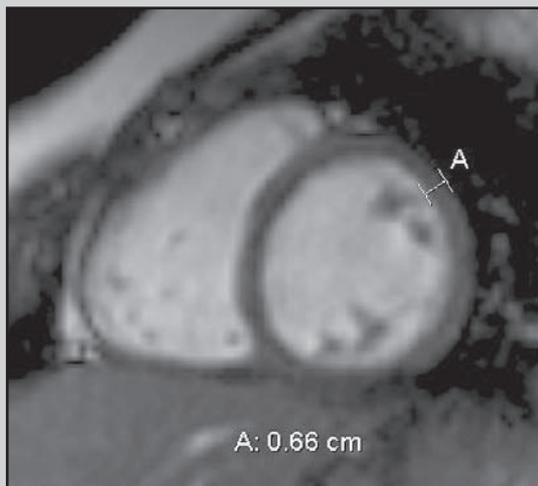
RM una técnica superior a las técnicas de medicina nuclear<sup>(13)</sup>. La independencia del operador y la mejor distinción entre miocardio y cavidad ventricular representan una importante ventaja de las imágenes por RM comparada con la ecocardiografía<sup>(14)</sup>.

La variabilidad interestudio e interobservador de la medición de los volúmenes ventriculares con RM, es de alrededor del 5%, lo que ha mejorado al utilizar secuencias FISP que delimitan mejor los contornos del miocardio, especialmente cuando se utiliza el eje corto<sup>(15, 16)</sup>. Esta variabilidad es mucho menor que la observada para cineangiografía y ecocardiografía<sup>(17-19)</sup>.

### **FUNCIÓN MIOCÁRDICA REGIONAL**

La aplicación clínica más importante del análisis de función regional miocárdica es la evaluación de la pared miocárdica que permanece viable luego en la injuria isquémica<sup>(23)</sup>. Los pulsos de secuencias en cine RM permiten la evaluación cualitativa y semicuantitativa de la función miocárdica regional, analizando las imágenes en eje corto y 4 cámaras que muestran el movimiento de la pared del miocardio y su engrosamiento en la sístole (Figura 3). Con las secuencias en cine podemos visualizar y analizar los distintos segmentos del ventrículo durante el ciclo cardiaco y definir cualitativamente si el movimiento de la pared es normal o anormal. Si es anormal podemos caracterizarlo como hipokinesia, akinesia o

**Fig. 4 RM potenciada en T2 para cine -RM**



En eje corto se ha medido el grosor de la pared del VI y se puede observar también el ventrículo derecho y los músculos papilares anterior y posterior.

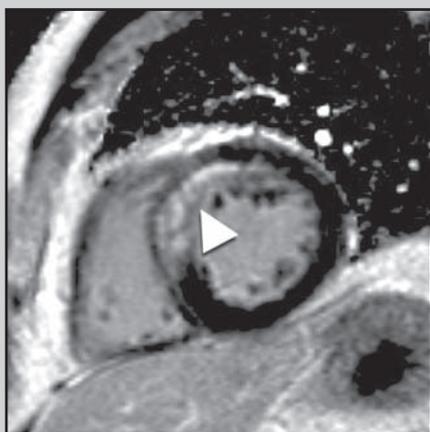
diskinesia, y relacionar estas alteraciones funcionales con la zona del infarto o áreas hipoperfundidas. La RM permite cuantificar también la función miocárdica regional mediante el cálculo del engrosamiento miocárdico absoluto y el índice de engrosamiento sistólico, y de forma más precisa, utilizando técnicas de marcaje miocárdico. Para obtener los valores absolutos de engrosamiento se mide el grosor del miocardio en diástole y en sístole utilizando el plano de eje corto (Figura 4).

## DIAGNÓSTICO DE INFARTO Y VIABILIDAD MIOCÁRDICA

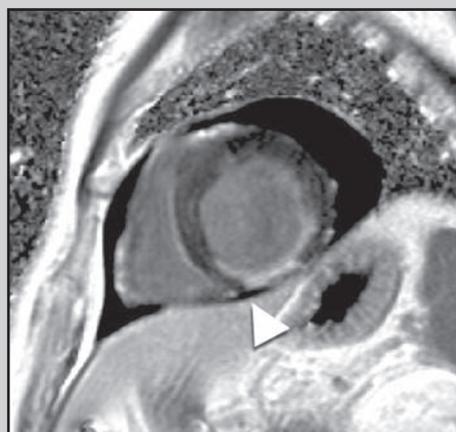
Después de la administración EV de gadolinio, el miocardio normal mostrará un incremento de su intensidad de señal (primer paso), pasando desde el compartimiento intravascular al extracelular, seguido por el lavado del contraste desde el tejido. Debido al lavado miocárdico rápido, el tejido normal no retiene gadolinio pasado 5 minutos de su administración. En casos de necrosis miocárdica, pasado varios minutos de la inyección, se ha observado que la concentración extracelular de gadolinio permanece anormalmente alta en la zona del infarto, por lavado anormal del contraste, que resulta en una característica hiperintensidad de señal. Diez a quince minutos después de la inyección de gadolinio el miocardio no viable o infartado se observa brillante, a diferencia del miocardio viable o normal que se ve hipointenso, patrón de captación llamado *hipercaptación tardía*<sup>(20)</sup> (Figura 5). Estudios en animales han demostrado que el tamaño y localización de la zona infartada se correlaciona con el tamaño y localización de esta zona de hipercaptación tardía<sup>(21)</sup>.

La hiperintensidad de señal descrita para infarto agudo al miocardio también se observa en casos de reemplazo fibroso secundario a infarto, con extensión variable de la captación desde las regiones su-

**Fig.5 RM. Eje corto de ventrículo izquierdo.**



a) Se muestra hiperintensidad transmurar de la pared septal secundario a infarto reciente.



b) Otro paciente con infarto de pared diafragmática.

**Fig. 6 RM potenciada en T2 para imagen en cine en cuatro cámaras y eje corto.**



En este paciente se observa disminución significativa del grosor de la pared del septo y el apex secundario a un infarto crónico dependiente de la descendente anterior. Durante el estudio se demostró que la punta presentaba diskinesia y abombamiento compatible con un aneurisma.

bendocárdicas hasta el epicardio y es la base para los estudios de viabilidad (Figura 6). La naturaleza exacta de la hipercaptación tardía por la cicatriz miocárdica permanece parcialmente entendida.

El patrón de hipercaptación tardía también es posible de observar en otras enfermedades como tumores, miocarditis y miocardiopatía hipertrófica<sup>(22)</sup>. La localización de la hiperintensidad y las circunstancias clínicas son importantes para una adecuada interpretación de la captación patológica de contraste.

Para el diagnóstico de infarto la RM es superior que la ecocardiografía, SPECT y PET<sup>(23-25)</sup> en detectar infarto al miocardio subendocárdico y tiene la ventaja de incorporar la evaluación anatómica y funcional en el mismo estudio.

La RM cardíaca puede ser capaz de estratificar el riesgo de mortalidad y complicaciones en pacientes con infarto agudo al miocardio (IAM). En estudios preliminares se ha observado que en algunos pacientes después de dos minutos de la inyección de gadolinio o en estudios tardíos a los 10 min., es posible apreciar áreas de baja señal en el centro del infarto debido a obstrucción microvascular. En los pacientes que tienen este patrón se ha observado una mayor asociación a remodelación

ventricular negativa y complicaciones post-infarto que determinarían peor pronóstico<sup>(26,27)</sup>.

### **Viabilidad**

En pacientes con disfunción ventricular izquierda crónica secundaria a isquemia se ha documentado mejoría en la fracción de eyección y la capacidad del ejercicio tras la revascularización. Pero este beneficio de la revascularización se observa sólo en pacientes que presentan miocardio viable demostrable significativo<sup>(33)</sup>.

Debido a que la RM es capaz de diferenciar miocardio viable de zonas de reemplazo fibroso con gran certeza, esta técnica puede ser útil para decidir la revascularización. Cuando la detección de fibrosis miocárdica por RM con uso de gadolinio ev (hipercaptación tardía) se asocia a la evaluación del movimiento segmentario de la pared con cine-RM es posible definir algunas categorías fisiopatológicas: se ha observado que la ausencia de hipercaptación o grados leves, menores al 25% del grosor de la pared, en presencia de movimiento normal o disfunción segmentaria, indican que el segmento puede tener recuperación contráctil luego de la revascularización. Al contrario, una anomalía en el movimiento de la pared asociado

a captación cercana o mayor al 75%, sugiere que no habrá recuperación contráctil del segmento<sup>(28)</sup>. Sin embargo, la mejoría de la función contráctil después de la revascularización es menos predecible en grados intermedios de hipercaptación entre 25 y 75%. En estos casos la información adicional con otros marcadores de viabilidad como la reserva inotrópica con bajas dosis de dobutamina, utilizando ecocardiografía o MR, puede ayudar a refinar la clasificación.

Por otra parte, el estudio de la reserva contráctil utilizando bajas dosis de dobutamina es una técnica comparable en resultados a la ecocardiografía y PET. El valor predictivo positivo y negativo para recuperación contráctil después de la revascularización es similar entre RM (Dob-RM) y ecografía transesofágica con uso de bajas dosis de dobutamina (85% versus 92% y 80% versus 85%)<sup>(29)</sup>. También se ha observado sensibilidad y especificidad de 88% y 87% respectivamente para estudios de viabilidad con Dob-RM comparando con PET como *gold estándar*<sup>(30)</sup>. En general, Dob-RM permite mejor definición endocárdica que la ecocardiografía y reduce sustancialmente los estudios de baja calidad<sup>(31)</sup>.

**Fig. 7 Imagen en eje largo vertical que muestra la dilatación y disminución de grosor del apex del ventrículo izquierdo.**



La RM posee excelente resolución espacial para delimitar las áreas de infarto y el tejido viable, pero la importancia de detectar pequeñas áreas de tejido viable no está del todo clara. Un metaanálisis indica que la revascularización de pequeñas áreas de tejido viable disfuncional puede ser clínicamente beneficiosa en algunos pacientes<sup>(32, 33)</sup>, por tanto, la mejoría de la función ventricular puede no ser un prerrequisito para mejorar la supervivencia después de la revascularización. La eliminación de posibles efectos adversos de la hibernación miocárdica en la remodelación ventricular, la estabilidad electrofisiológica y/o disfunción diastólica, pueden llevar a una mejoría de la supervivencia.

### **Estudio de las complicaciones del Infarto Agudo Miocárdico (IAM)**

Las complicaciones del IAM, como los aneurismas ventriculares (Figura 7), la existencia de una comunicación ventricular o la detección de una insuficiencia mitral, son fácilmente demostrables por RM, aunque el diagnóstico por ecocardiografía es igual de resolutivo. No obstante, existen dos complicaciones en las que la RM puede ser una exploración complementaria de interés: la confirmación diagnóstica del pseudoaneurisma ventricular<sup>(34)</sup> y la demostración de trombos intracavitarios, siendo en este último caso de utilidad la administración de gadolinio y las secuencias de cine-RM.

### **EVALUACIÓN DE LA CIRCULACIÓN CORONARIA: ANGIO-RM**

Debido al pequeño diámetro de las arterias coronarias no ha sido posible obtener imágenes de calidad diagnóstica que permitan su uso clínico con angio-RM. Si bien las arterias coronarias y las placas de ateroma son visibles con RM, la sensibilidad y valor predictivo en la detección de estenosis es bajo.

Actualmente se realizan estudios en la caracterización de las placas de ateroma y el reconocimiento de las placas vulnerables y su posible modificación con los tratamientos<sup>(35)</sup>.

## REFERENCIAS

1. E Medina, AM Kaempffer. Mortalidad del adulto en Chile. *Rev Méd Chile* 2000;128, N°10:1144-9.
2. Cerqueira MD, Weissman NJ, Dilsizian V, Jacobs AK, Kaul S, Laskey WK, Pennell DJ, Rumberger JA, Ryan T, Verani MS. Standardized myocardial segmentation and nomenclature for tomographic imaging of the heart. *Circulation* 2002;105:539-42.
3. Pettigrew RI. Dynamic cardiac MR imaging: techniques and applications. *Radiol Clin North Am* 1989;27:1183-1203.
04. Rerkpattanapipat P, Mazur W, Link KM, Hundley WG. Assessment of cardiac function with MR imaging. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 2003;11:67-80.
5. The Multicenter Postinfarction Research Group. Risk stratification and survival after myocardial infarction. *N Engl J Med* 1983;309:331-6.
6. Volpi A, De Vita C, Franzosi MG, Geraci E, Maggioni AP, Mauri F, Negri E, Santoro E, Tavazzi L, Gianni T, the Ad hoc working group for the Gruppo Italiano per lo Studio della Sopravvivenza nell'Infarto Miocardico (GISSI)-2 Data Base. Determinants of 6-month mortality in survivors of myocardial infarction after thrombolysis: results of the GISSI-2 data base. *Circulation* 1993;88:416-29.
7. Pennell DJ. Ventricular volume and mass by CMR. *J Cardiovasc Magn Reson* 2002;4:507-13.
8. Rehr RB, Malloy CR, Filipchuk NG et al. Left ventricular volumes measured by MR imaging. *Radiology* 1985;156:717-19.
9. Peters DC, Ennis DB, McVeigh ER. High-resolution MRI of cardiac function with projection reconstruction and steady-state free precession. *Magn Reson Med* 2002;48:82-8.
10. Barkhausen J, Ruehm SG, Goyen M et al. MR evaluation of ventricular function: true fast imaging with steady-state precession versus fast low-angle shot cine MR imaging-feasibility study. *Radiology* 2001;219:264-9.
11. Mitchell SC, Lelieveldt BFP, van der Geest RJ et al. Multistage hybrid active appearance model matching: segmentation of left and right ventricles in cardiac MR images. *IEEE T Med Imaging* 2001;20:415-23.
12. Friedrich, M.G. Magnetic resonance imaging in cardiomyopathies. *J Cardiovasc Magn Reson* 2000;2:67-82.
13. Debatin JF, Nadel SN, Paolini JF et al. Cardiac ejection fraction: phantom study comparing cine MR imaging, radionuclide blood pool imaging and ventriculography. *J Magn Reson Imaging* 1992;2:135-42.

14. Heusch A, Koch JA, Krogmann ON, Korbmacher B, Bourgeois M. Volumetric analysis of right and left ventricle in a porcine heart model: comparison of three-dimensional echocardiography, magnetic resonance imaging and angiocardiology. *Eur J Ultrasound* 1999;9:245-55.
15. Barkhausen J, Ruehm SG, Goyen M, Buck T, Laub G and Debatin JF. MR evaluation of ventricular function: true fast imaging with steady-state recession versus fast low-angle shot cine MR imaging: feasibility. *Study Radiology* 2001;219:264-69.
16. Semelka RC, Tomei E, Wagner S et al. Normal left ventricular dimensions and function: interstudy reproducibility of measurements with cine MR imaging. *Radiology* 1990;174:763-8.
17. Grothues F, Smith GC, Moon JC et al. Comparison of interstudy reproducibility of cardiovascular magnetic resonance with two-dimensional echocardiography in normal subjects and in patients with heart failure or left ventricular hypertrophy. *Am J Cardiol* 2002;90:29-34.
18. Grothues F, Moon JC, Bellenger NG et al. Interstudy reproducibility of right ventricular volumes, function and mass with cardiovascular magnetic resonance. *Am Heart J* 2004;147:218-23.
19. Bottini PB, Carr AA, Prisant M et al. Magnetic resonance imaging compared to echocardiography to assess left ventricular mass in the hypertensive patient. *Am J Hypertens* 1995;8:221-8.
20. Simonetti OP, Kim RJ, Fieno DS et al. An improved MR imaging technique for the visualization of myocardial infarction. *Radiology* 2001;218:215-23
21. Kim RJ, Fieno DS, Parrish TB et al. Relationship of MRI delayed contrast enhancement to irreversible injury, infarct age, and contractile function. *Circulation* 1999;100:1992-2002.
22. Bogaert J, Goldstein M, Tannouri F, Golzarian J, Dymarkowski S. Late myocardial enhancement in hypertrophic cardiomyopathy with contrast-enhanced MR imaging. *AJR Am J Roentgenol* 2003;180:981-5.
23. Schwartzman PR, Srichai MB, Brunken R et al. Delayed-enhancement (DE) MR: comparison with dobutamine stress echo (DSE), positron emission tomography (PET), and contraction/perfusion MRI for determination of myocardial viability. *Circulation* 2001;104(suppl 17):II-534.
24. Klein C, Nekolla SG, Bengel FM et al. Assessment of myocardial viability with contrast-enhanced magnetic resonance imaging: comparison with positron emission tomography. *Circulation* 2002;105:162-7.
25. Kuhl HP, Beek AM, van der Weerd AP et al. Myocardial viability in chronic ischemic heart disease: a comparison of contrast-enhanced magnetic resonance imaging with (18F)-fluorodeoxyglucose positron emission tomography. *J Am Coll Cardiol* 2003;41:1341-8.
26. Wu KC, Zerhouni EA. Prognostic significance of microvascular obstruction by magnetic resonance imaging in patients with acute myocardial infarction. *Circulation* 1998;97:765-72.

27. Hombach V, Grebe OC, Merkle N, Waldermaier S, Höher M, Kochs M, Wöhrle J, Kestler HA. Sequelae of acute myocardial infarction regarding cardiac structure and function and their prognostic significance as assessed by magnetic resonance imaging. *Eur Heart J* 2005;26:549-57.
28. Shan K, Constantine G, Sivananthan M, and Flamm SD. Role of cardiac magnetic resonance imaging in the assessment of myocardial viability. *Circulation* 2004;109(11):1328-34.
29. Baer FM, Voth E, Deutsch HJ et al. Predictive value of low dose dobutamine transesophageal echocardiography and fluorine-18 fluorodeoxyglucose positron emission tomography for recovery of regional left ventricular function after successful revascularization. *J Am Coll Cardiol* 1996;28:60-9.
30. Baer FM, Theissen P, Schneider CA et al. Dobutamine magnetic resonance imaging predicts contractile recovery of chronically dysfunctional myocardium after successful revascularization. *J Am Coll Cardiol* 1998;31:1040-8.
31. Mahrholdt H, Wagner A, Holly TA et al. Reproducibility of chronic infarct size measurement by contrast-enhanced magnetic resonance imaging. *Circulation* 2002;106:2322-7.
32. Bonow RO. Myocardial viability and prognosis in patients with ischemic left ventricular dysfunction. *J Am Coll Cardiol* 2002;39:1159-62.
33. Allman KC, Shaw LJ, Hachamovitch R et al. Myocardial viability testing and impact of revascularization on prognosis in patients with coronary artery disease and left ventricular dysfunction: a meta-analysis. *J Am Coll Cardiol* 2002;39:1151-8.
34. Harrity P, Patel A, Bianco J, Subramanian R. Improved diagnosis and characterization of postinfarction left ventricular pseudoaneurysm by cardiac magnetic resonance imaging. *Clin cardiol* 1991 Jul;14(7):603-6.
35. Yuan Ch and Kerwin WS. MRI of atherosclerosis. *J Magn Reson Imaging* 2004;19:710-9.

#### CONTACTO

Dr. Gonzalo Pereira R  
Centro Imagenología  
Hospital Clínico Universidad de Chile  
Santos Dumont 999, Independencia, Santiago  
Fono: 978 8412  
E-mail: rayos@redclinicauchile.cl

