

# Tomografía computarizada multidetectora en el estudio cardíaco

Gabriel C. Fernández-Pérez<sup>a</sup>, Francisco Tardáguila Montero<sup>a</sup>, María Velasco<sup>a</sup>, Ramiro Trillo<sup>b</sup>, M. Isabel Costas<sup>c</sup> y Félix Noriega<sup>c</sup>

<sup>a</sup>Servicio de Radiodiagnóstico. Hospital POVISA. Vigo. Pontevedra. España.

<sup>b</sup>Servicio de Hemodinámica. Hospital POVISA. Vigo. Pontevedra. España.

<sup>c</sup>Servicio de Cardiología. Hospital POVISA. Vigo. Pontevedra. España.

---

La aparición de la tomografía computarizada (TC) helicoidal en la década de los años noventa supuso el salto tecnológico para obtener imágenes en distintos planos del espacio. Esto se debió a la adquisición volumétrica, es decir, el tubo de rayos X mantenía la exposición mientras la mesa se movía de forma continua. La posibilidad de aumentar el número de detectores favorecía la rapidez al obtener varias imágenes (4, 16, 40 o 64) en cada giro del tubo. Así se estudia un volumen (tórax o abdomen) con mejor resolución espacial e imágenes muy finas: 0,5 mm. La resolución temporal, que es el tiempo para obtener una imagen, mejoró significativamente debido a la mayor velocidad en el giro del tubo. Sin embargo, en el estudio del corazón se precisa también la sincronización con el ciclo cardíaco para adquirir las imágenes en la zona telediastólica, lo que posibilita no sólo la visualización de las arterias coronarias, sino también la valoración de los *bypass*, *stents*, anomalías coronarias e incluso el estudio de la función ventricular.

*Palabras clave:*

Tomografía computarizada. Enfermedad coronaria. Coronariografía.

## CARDIAC IMAGING IN MULTIDETECTOR ROW COMPUTED TOMOGRAPHY

Helical computed tomography (CT) emerged during the 1990s and represented an advance in CT technology, allowing images to be visualized in different planes. This was due to volumetric acquisition, i.e. the X-ray tube is active while the table is moving into the gantry. The possibility of increasing the number of detectors allowed the procedure to be performed more rapidly as several images could be obtained in each tube rotation (4, 16, 40 or 64). Thus, volume (thorax or abdomen) could be studied with better spatial resolution and images of as little as 0.5mm of collimation. Temporal resolution, defined as the time required to obtain an image, markedly improved due to faster tube rotation. However, in cardiac evaluation, synchronization with the cardiac phase was required to acquire images in telediastole, allowing not only visualization of the coronary arteries but also evaluation of coronary artery bypass grafts, stents, coronary anomalies, and even ventricular function.

*Key words:*

Computed tomography. Coronary disease. Coronary angiography.

---

Correspondencia: Dr. G.C. Fernández Pérez.  
Servicio de Radiodiagnóstico. Hospital POVISA.  
Salamanca, 5. 36211 Vigo. Pontevedra. España.  
Correo electrónico: gabrife@teleline.es;  
gafernandez@wanadoo.es

Recibido el 29-8-2005 y aceptado el 28-11-2006.

## Método (técnica)

Existen fundamentalmente 2 modalidades de tomografía computarizada (TC) para el estudio de las arterias coronarias. La TC con emisión de electrones o electrón *beam CT* (EBCT) se ha diseñado para un uso casi exclusivamente destinado al estudio cardíaco gracias a su alta resolución temporal (50-100 ms), pero con una moderada resolución espacial (3 mm)<sup>1</sup>. Las

imágenes se obtienen de modo secuencial (adquisición prospectiva), es decir, imagen a imagen mientras la mesa se mueve una distancia determinada y adquiriéndolas en la zona del ciclo cardíaco seleccionada<sup>2</sup>. Su mayor utilidad ha sido la valoración del calcio en las arterias coronarias, pero con el inconveniente que es un equipo muy caro y de escasa disponibilidad en la mayoría de los hospitales. La TC multidetectora (TCMD) puede obtener las imágenes en modo espiral, con un movimiento continuo de la mesa y con sincronización retrospectiva con el electrocardiograma (ECG). Esta forma de adquisición permite obtener las imágenes en distintas fases del ciclo cardíaco una vez finalizada la exploración, e incluso cuando el paciente ya ha salido de la sala. Consigue una alta resolución espacial (0,5 a 0,75 mm) y temporal (500 a 105 ms), aunque todavía a gran distancia de la resolución temporal de la coronariografía convencional (< 10 ms)<sup>3</sup>. También hay diferencias respecto a la dosis de radiación. La adquisición retrospectiva conlleva una mayor dosis que la prospectiva debido a la exposición continua durante la exploración; se alcanza una dosis efectiva en torno a 9 mSv. En este sentido, se ha desarrollado una forma de modular la corriente del tubo de rayos X durante la exposición, de tal forma que el cien por cien de la intensidad se aplicará en la fase diastólica y se disminuirá hasta un 20% en la sístole. De esta forma se consigue reducir la dosis de radiación un 50-60% (3-5 mSv)<sup>4</sup>. La cantidad de contraste empleado varía también dependiendo de la rapidez de la adquisición. Las TCMD con 4 detectores precisan de unos 120 ml de contraste yodado inyectado a una velocidad de 4 ml/s. Mientras que en las TC de 16 detectores se puede disminuir la cantidad hasta 75-80 ml. La concentración del contraste debe ser alta para conseguir un buen tinte de las arterias coronarias y es muy útil lavar con suero fisiológico posteriormente a la inyección del contraste, ya que evita los artefactos del contraste en la vena cava superior y en las cavidades derechas que alterarían la calidad de imagen de la arteria coronaria derecha<sup>5,6</sup>.

### Estudio de las arterias coronarias

A pesar de que con las TC de 16 detectores se preveía inicialmente que con frecuencias cardíacas de 70 latidos o mayores podrían obtenerse imágenes de buena calidad para el diagnóstico, sigue siendo necesario el uso de un bloqueador beta<sup>7</sup>. Los bloqueadores beta no sólo producen una disminución de la frecuencia cardíaca, sino que también consiguen una frecuencia rítmica y evitan variaciones durante la apnea. Otro factor es la resolución espacial, es decir imágenes de cortes finos que permitan identificar y definir la placa de ateroma. El grosor de las arterias coronarias varía de unos 3 mm en su zona proximal a 1 mm en la distal, y por ello es necesario obtener imágenes con un grosor menor de 1 mm. El uso de vasodilatadores coronarios ayuda en muchos casos a observar las arterias coronarias con el mayor diámetro posible. Así, en algunos protocolos de estudio se emplea sistemáticamente un vasodilatador por vía sublingual justo antes de iniciar las adquisiciones y con el paciente en la mesa de exploración para evitar una hipotensión ortostática.

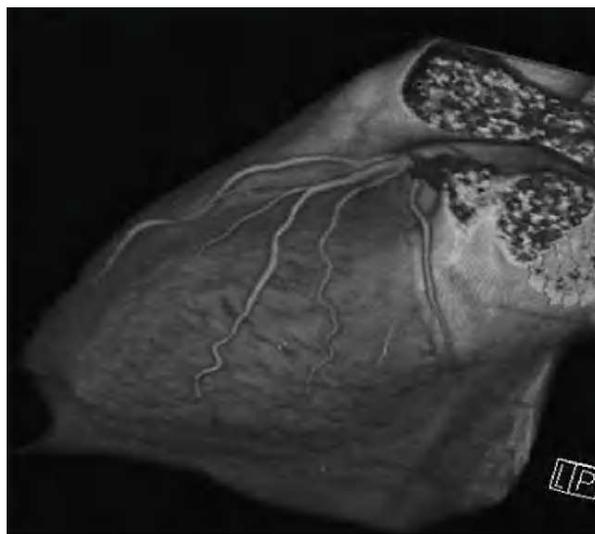
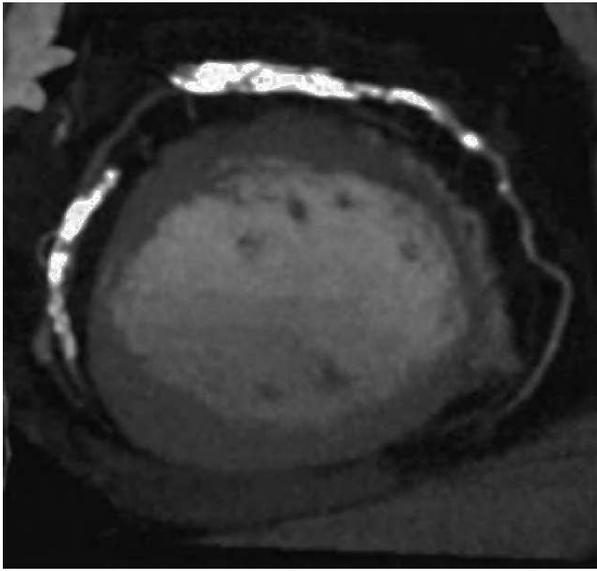


Figura 1. Estudio angiográfico de las arterias coronarias con tomografía computarizada multidetectora. La adquisición retrospectiva permite reconstrucciones volumétricas e isotrópicas que permiten ver el recorrido de los vasos coronarios en cualquier plano.

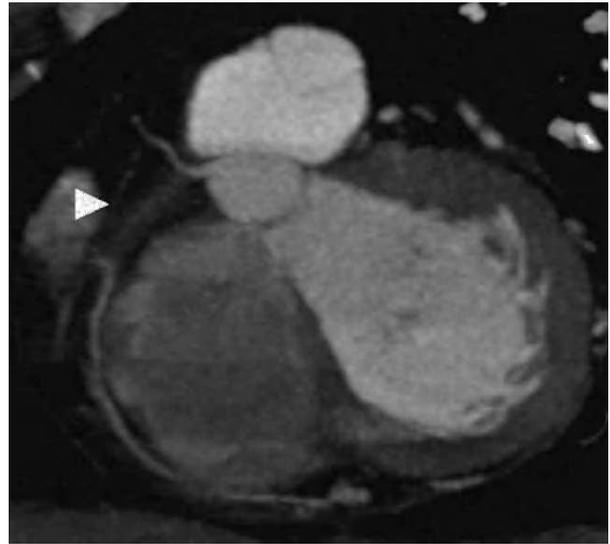
Son varias las reflexiones de la utilidad de este método en el estudio de los pacientes con enfermedad coronaria. La primera es el alto valor predictivo negativo (97%) cuando la exploración es normal<sup>8-12</sup>. Este punto es de gran importancia clínica, ya que esta técnica descartaría una enfermedad coronaria, especialmente en pacientes con una probabilidad baja o intermedia de presentar la enfermedad (fig. 1). Teniendo en cuenta que cerca de dos tercios de las angiografías coronarias únicamente tienen un papel diagnóstico, sin que sea necesario realizar un procedimiento reparador, esta técnica podría evitar a muchos pacientes la necesidad de un estudio angiográfico invasivo<sup>6</sup>. Sin embargo, en la medición de la estenosis del vaso surgen, a menudo, limitaciones. La más importante es la presencia de calcio en la placa de ateroma, particularmente cuando este calcio es grosero. El efecto de volumen parcial y el propio artefacto del calcio debido a su alta densidad provocan que se vea escasamente la luz y se sobrevalore el grado de estenosis (fig. 2). Pero, y al contrario que la arteriografía convencional, esta técnica permite ver la pared del vaso identificando placas de ateroma que pasan inadvertidas en la coronariografía convencional por no producir estenosis.

### Placa de ateroma

La TCMD presenta una ventaja respecto a la angiografía convencional en la caracterización de las

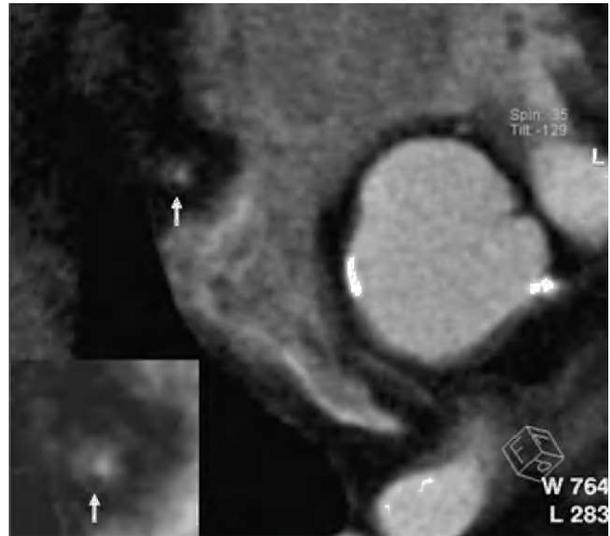


*Figura 2.* Calcificación grave de los vasos coronarios. Representa a menudo una limitación, debido a un efecto de volumen parcial y del propio artefacto del calcio que sobreestima el grado de estenosis.



*Figura 3.* Obstrucción aguda. Se aprecia una oclusión del segmento proximal de la arteria coronaria derecha por un trombo agudo que provoca un mayor diámetro del vaso en esta zona (cabeza de flecha). En el resto del vaso se observaba flujo por colaterales de la arteria descendente anterior y marginal.

placas de ateroma. La TC puede identificar placas de ateroma con centro lipídico, las cuales se han asociado a un riesgo mayor de rotura y de síndrome coronario agudo<sup>13-15</sup>. Estas placas no tienen por qué asociarse a una estenosis significativa ya que provocan un remodelamiento positivo de la pared y son infravaloradas en los estudios angiográficos<sup>16</sup>. El centro lipídico tiene un alto contenido en macrófagos que producen metaloproteinasas, enzimas que digieren la cápsula fibrosa que lo rodea y provocan la rotura de la placa y la formación del trombo. El trombo agudo obstruye la luz y aumenta el diámetro del vaso, lo que ayuda a diferenciar la obstrucción aguda de la crónica (fig. 3). La TCMD, al igual que la resonancia magnética, ha contribuido a demostrar y explicar la evolución de la placa de ateroma, caracterizándola e incluso pudiendo, en ocasiones, observar la asociación de obstrucciones trombóticas distales de la placa de ateroma ulcerada. Becker et al<sup>17</sup> comprobaron la relación entre la densidad en unidades Hounsfield (UH) de la placa de ateroma y su composición, y observaron que aquellas con densidades inferiores a 50 UH correspondían a placas con centro lipídico. Este hallazgo añade una de las grandes ventajas de este método, especialmente en pacientes asintomáticos y con factores de riesgo, donde se pueden realizar actuaciones de prevención y valoración de la respuesta de la placa tras tratamiento<sup>18</sup> (fig. 4).



*Figura 4.* Placa de ateroma con centro lipídico. Plano axial de la arteria coronaria derecha donde se observa un engrosamiento de la pared con una zona puntiforme de menor densidad que corresponde al centro lipídico (flechas).

### Variantes y anomalías coronarias

Identifica también variantes y anomalías coronarias. En estas últimas tiene la ventaja no sólo de definir el curso del vaso anómalo, sino también la relación con los grandes vasos, especialmente aquellas anomalías que tienen un trayecto interarterial, entre la aorta y el tracto de salida de la arteria pulmonar

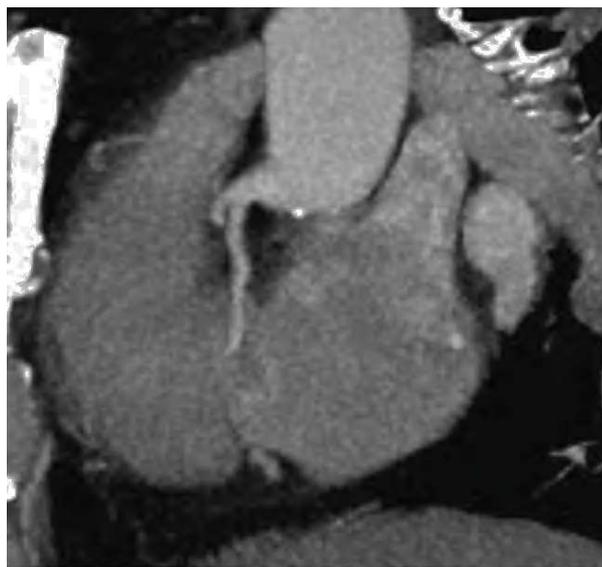


Figura 5. Anomalia congénita. Se aprecia un origen común de los vasos en el seno de Valsalva derecho. La arteria coronaria derecha seguía un trayecto normal pero la arteria descendente anterior tenía un trayecto interarterial. La circunfleja muestra un recorrido intramiocárdico en la pared anterior del ventrículo izquierdo.

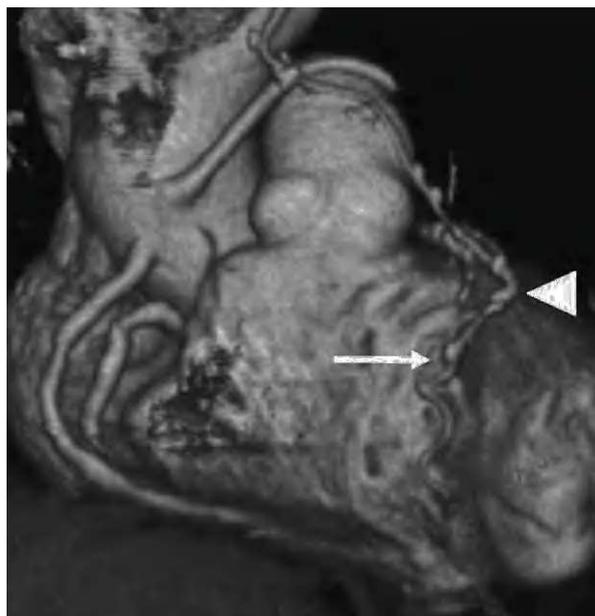


Figura 6. Estudio de *bypass* coronario. Se observan 3 puentes, 2 con safena y el tercero in situ de mamaria izquierda a descendente anterior (flecha) y anastomosis secuencial a la primera diagonal (cabeza de flecha).

donde se ha descrito su asociación a eventos cardíacos agudos e incluso a muerte súbita, especialmente relacionados con el esfuerzo físico (fig. 5).

### **Bypass coronario**

La MDCT tiene una alta sensibilidad y especificidad en el estudio de los *bypass* coronarios (el 95 y el 100%, respectivamente)<sup>19</sup>. No sólo identifica la oclusión o estenosis del *bypass*, sino también su recorrido, el tipo de *bypass* empleado, la técnica realizada (in situ, libre, secuencial, etc.) o la presencia de ateromatosis precoz, especialmente en los *bypass* de safena (fig. 6). Además, y previo al tratamiento quirúrgico para la realización de *bypass* coronario, puede advertir de un vaso coronario muy cercano al esternón o en una posición que pueda dañarse durante la esternotomía. Informa de un curso o trayecto intramiocárdico y del estado de los vasos para la valoración de las anastomosis distales. Identifica problemas en la aorta ascendente como ateromatosis grave, úlceras penetrantes o aneurisma que implican a los vasos coronarios (fig. 7). También identifica la presencia de ateromatosis en los troncos supraaórticos que constituye un mayor riesgo de isquemia cerebral durante la cardioplejía. Visualiza las arterias mamarias identificando su permeabilidad, tamaño antes de la bifurcación distal u otras anomalías previo a su uso como puente coronario.

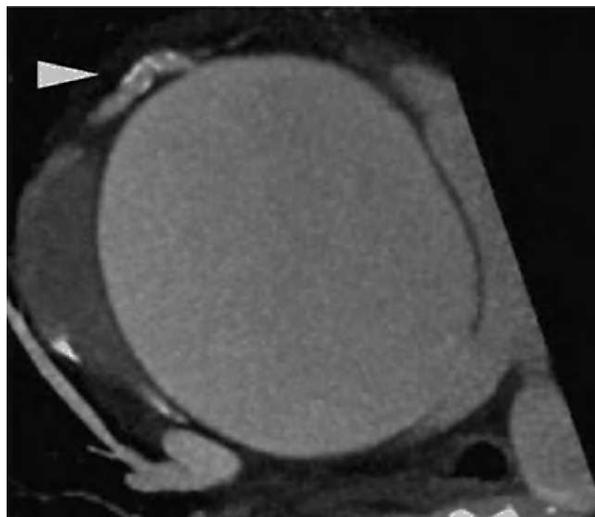


Figura 7. Información prequirúrgica. Estudio realizado por dolor torácico, sin elevación enzimática. Se aprecia una importante dilatación de la aorta proximal que afecta a la salida de la arteria coronaria derecha (cabeza de flecha).

### **Stent coronario**

Respecto al estudio de *stents* coronarios, existe el mismo problema que en las placas con alto contenido en calcio. La alta densidad del *stent* no permite, en la gran mayoría de los casos, identificar una estenosis dentro de éste. Sin embargo, proporciona in-

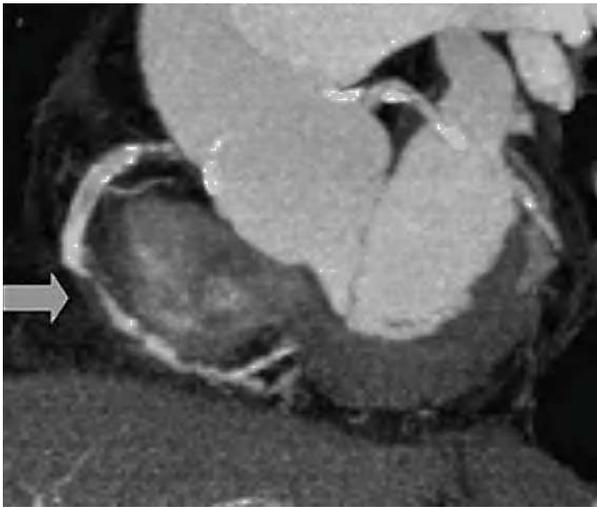


Figura 8. Stent coronario. Estenosis significativa distal al stent con engrosamiento de la pared por placa blanda. Obsérvase también la presencia de otra placa (mixta) en la zona de origen del stent.

formación de la permeabilidad u oclusión en función de la presencia o ausencia de flujo distal (fig. 8).

### Perfusión-viabilidad miocárdica

Es interesante también la utilidad de esta técnica para reconocer segmentos miocárdicos mal perfundidos y la relación con el vaso que irriga esa área miocárdica. Estas zonas se aprecian como regiones con menor atenuación<sup>20</sup>. Así, áreas del miocardio bien perfundidas tienen atenuaciones que superan los 90 UH, mientras que las isquémicas son menores de 60 UH. Estas diferencias de atenuación son suficientes para permitir al ojo humano diferenciarlas cualitativamente. Otra información relevante es la posibilidad de estudiar la viabilidad del miocardio, pues la presencia de captación de contraste en imágenes tardías identifica un miocardio no viable (fig. 9). De forma similar a como ocurre con el gadolinio en los estudios de resonancia magnética, el contraste yodado queda retenido en las zonas no viables del miocardio después de varios minutos de inyectarlo (5-10 min). Este es un hallazgo muy interesante, a pesar de que son pocos los estudios que han analizado su significación en la TC; además es necesario realizar una segunda adquisición, con el consiguiente aumento de la dosis de radiación. Una forma indirecta de identificar las regiones no viables sería valorando la morfología del defecto de perfusión que frecuentemente es lineal, bien definida y con medidas de atenuación muy bajas, incluso llegando a valores de densidad negativos. La disminución del grosor

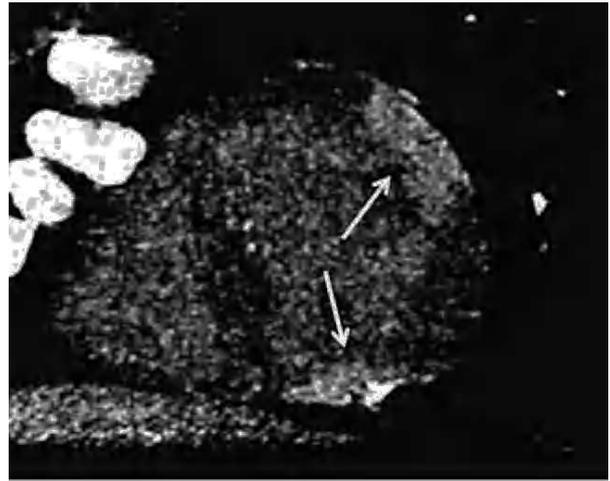


Figura 9. Tomografía computarizada multidetectora realizada a los 8 min de la inyección de contraste. Se aprecian 2 segmentos del ventrículo izquierdo con un realce tardío y de localización transmural que sugieren ausencia de viabilidad miocárdica (flechas).

miocárdico es otro hallazgo muy característico de la ausencia de viabilidad (fig. 10).

### Estudios de función miocárdica

Están apareciendo *softwares* específicos que permiten realizar medidas de la función cardíaca similar a como se emplea en la resonancia magnética. A pesar de limitaciones tales como la obtención de buenas imágenes durante la sístole, se han publicado trabajos comparativos entre TCMD y resonancia magnética, en los cuales índices como la fracción de eyección son muy similares<sup>21,22</sup>.

### Valoración del calcio coronario (índices de calcio-score)

Las calcificaciones en los vasos coronarios indudablemente representan la presencia de aterosclerosis. La medición de la cantidad de calcio fue objeto de validación con la EBTC, donde se cuantificaba mediante el valor de Agatston. Se intentaba introducir así un nuevo índice de riesgo cardiovascular, pero existen varias limitaciones respecto a las medidas del calcio en los vasos coronarios. El índice de Agatston se ha basado en la EBTC y no en las TCMD, por lo que se necesitan estudios con series amplias para comparar la similitud de este índice en ambas técnicas. También hay diferencias en la medición del calcio utilizando diferentes TCMD y dependiendo del grosor de colimación o del umbral de densidad para detectar el calcio empleado. Además, se han observado variaciones interobservador en los valores de Agatston. En este sentido, se han preferido otras me-



Figura 10. Paciente con lesión en la arteria circunfleja. La tomografía computarizada (TC) multidetectora (A) muestra un defecto de perfusión lineal y bien definido en la región subendocárdica de la pared lateral. Se asocia a un adelgazamiento del miocardio. Resonancia magnética: estudio de perfusión (B) y viabilidad (C) que muestran hallazgos similares a la TC en la cara lateral del miocardio y en el contexto de ausencia de viabilidad de esta región miocárdica.

didadas basadas en el volumen total de la placa calcificada o en la cantidad total de calcio (masa de calcio) de las placas; este último es el índice con menos variación, tanto entre observadores como entre las diferentes TC multicorte. Otro aspecto a tener en cuenta es la limitación para detectar placas vulnerables con centro lipídico y, por tanto, con alto riesgo de provocar episodios cardiovasculares agudos.

Actualmente en el estudio de la valoración del calcio coronario se pretende confirmar una utilidad clínica en 3 aspectos:

1. Si la ausencia de calcificación coronaria en pacientes con dolor coronario atípico descartaría la presencia de aterosclerosis e incluso la necesidad de realizar otras pruebas de mayor coste o invasivas, como la angiografía coronaria.

2. Si, en pacientes asintomáticos y dependiendo de los valores de calcio detectados, se modificaría la progresión de la enfermedad con el control de los factores de riesgo o la introducción de tratamiento como las estatinas.

3. Por último, si el control de los valores de calcio tras tratamiento (fundamentalmente con estatinas) serviría para observar la respuesta a los diferentes tratamientos actuales o las nuevas pautas terapéuticas que aparezcan en un futuro.

Las calcificaciones también tienen una relación directa con la edad. Trabajos como los de Becker et al<sup>17</sup> comentan la posibilidad de añadir el valor de la medición de calcio en los índices de Framingham o PROCAM, en especial en los pacientes con edades superiores a los 50 años en los que tiene una mayor utilidad, ya que variaba de forma significativa el riesgo cardiovascular<sup>23</sup>.

Hay que tener en cuenta que todo esto implicaría usar la TCMD o EBTC como un método de cribado, lo que significaría utilizar un método de radiación (similar a la mamografía o a la detección temprana de cáncer de pulmón). Esto significaría un mayor esfuerzo en la técnica para reducir la dosis de radiación al mínimo posible (técnicas de baja dosis) y en la correcta selección de los pacientes. La American Heart Association/American College of Cardiology no recomienda esta técnica como método de cribado en pacientes asintomáticos, pero concluye que éste puede estar justificado en grupos de pacientes con riesgo intermedio de tener enfermedad coronaria.

### Conclusión

Actualmente la TCMD constituye una técnica avanzada en el estudio de la afección cardíaca. Tiene grandes ventajas, incluso respecto a otros métodos como la resonancia magnética por ser un método de exploración muy rápido, realizándose en el tiempo de una apnea. Permite no sólo visualizar los vasos coronarios, la permeabilidad de los *bypass* o *stent* y la identificación de las anomalías coronarias, sino también estudiar el miocardio con nuevos *softwares* que permiten analizar el corazón en movimiento y calcular parámetros como la fracción de eyección, la masa miocárdica, etc. Los mayores inconvenientes son los problemas relacionados con la frecuencia cardíaca, por lo que es necesario el uso de bloqueadores beta para conseguir un estudio de calidad diagnóstica. La radiación ionizante es la otra desventaja frente a métodos como la resonancia magnética, lo que limita su uso como una exploración diagnóstica generalizada y, especialmente, como cribado. En un futuro próximo, con la implantación de TC con *flat panel*, es de

cir, que en un solo giro del haz de rayos pueda estudiarse todo el corazón, podrán solventarse muchos de estos problemas técnicos<sup>24</sup>.

## Bibliografía

1. McCollough C, Morin R. Technical design and performance of ultrafast computed tomography. *Radiol Clin North Am.* 1994;32:521-6.
2. Ohnesorge BM, Becker CR, Flohr TG, Reiser MF. Multi-slice CT in Cardiac Imaging: technical principles, clinical application and future developments. Berlin, Germany: Springer-Verlag; 2002.
3. Schoenhagen P, Halliburton SS, Stillman AE, Kuzmiak SA, Nissen SE, Tuzcu EM, et al. Noninvasive Imaging of Coronary Arteries: Current and Future Role of Multi-Detector Row CT. *Radiology* 2004; 232:7-17.
4. Jakobs TF, Becker CR, Ohnesorge B, Flohr T, Suess C, Schoepf UJ, et al. Multislice helical CT of the heart with retrospective ECG gating: reduction of radiation exposure by ECG-controlled tube current modulation. *Eur Radiol.* 2002;12:1081-6.
5. Fernández GC, Tardáguila F, Trinidad MC, Velasco M, San Miguel P, De la Fuente A. Fisiopatología de la placa de ateroma y sus implicaciones en la imagen. *Radiología.* 2003;45:107-14.
6. Schoepf U, Becker CR, Ohnesorge BM, Yucel EK, CT of Coronary Artery Disease. *Radiology.* 2004;232:18-37.
7. Hong C, Becker CR, Huber A, Schoepf UJ, Ohnesorge B, Knez A, et al. ECG-gated reconstructed multi-detector row CT coronary angiography: effect of varying trigger delay on image quality. *Radiology.* 2001;220:712-7.
8. Nieman K, Cademartiri F, Lemos PA, Raaijmakers R, Pattynama PM, de Feyter PJ, et al. Reliable noninvasive coronary angiography with fast submillimeter multislice spiral computed tomography. *Circulation.* 2002;106:2051-4.
9. Ropers D, Baum U, Pohle K, Anders K, Ulzheimer S, Ohnesorge B, et al. Detection of coronary stenoses with thin slice multidetector row spiral computed tomography and multiplanar reconstruction. *Circulation.* 2003;107:664-6.
10. Leta R, Carreras F, Alomar X, Monell J, García-Picart J, Auge JM, et al. Coronariografía no invasiva mediante tomografía computarizada con 16 detectores: estudio comparativo con la angiografía coronaria no invasiva. *Rev Esp Cardiol.* 2004;57:217-24.
11. Knez A, Becker CR, Leber A, Ohnesorge B, Becker A, White C, et al. Usefulness of multislice spiral computed tomography angiography for determination of coronary artery stenoses. *Am J Cardiol.* 2001; 88:1191-4.
12. Kopp AF, Schroeder S, Kuettner A, Baumbach A, Georg C, Kuzo R, et al. Non-invasive coronary angiography with high resolution multidetector-row computed tomography: results in 102 patients. *Eur Heart J.* 2002;23:1714-25.
13. Naghavi M. From vulnerable plaque to vulnerable patient: a call for new definitions and risk assessment strategies: Part I and II. *Circulation.* 2003;108:1664-72.
14. Sambola A, Fuster V, Badimon JJ. Papel de los factores de riesgo en la trombogenicidad sanguínea y los síndromes coronarios agudos. *Rev Esp Cardiol.* 2003;56:1001-9.
15. Pasterkamp G, et al. Expansive Arterial Remodeling: Location, Location, Location. *Arterioscler Thromb Vasc Biol.* 2004;24:650-7.
16. Stary HC, Chandler AB, Dinsmore RE, et al. A definition of advanced types of atherosclerotic lesions and a histological classification of atherosclerosis: a report from Committee on vascular lesions of the council on Arteriosclerosis, American Heart Association. *Arterioscler Thromb Vasc Biol.* 1995;15:1512-31.
17. Becker CR, Nikolaou K, Muders M, Babaryka G, Crispin A, Schoepf UJ, et al. Ex vivo coronary atherosclerotic plaque characterization with multi-detector-row CT. *Eur Radiol.* 2003;13:2094-8.
18. Nikolaou K, Becker CR, Muders M, Babaryka G, Scheidler J, Flohr T, et al. Multidetector-row computed tomography and magnetic resonance imaging of atherosclerotic lesions in human ex vivo coronary arteries. *Atherosclerosis.* 2004;174:243-52.
19. Marano R, Storto ML, Maddestra N, Bonomo L. Non-invasive assessment of coronary artery bypass graft with retrospectively ECG-gated four-row multi-detector spiral computed tomography. *Eur Radiol.* 2004;14:1353-62.
20. Koyama Y, Mochizuki T, Higaki J. Computed tomography assessment of myocardial perfusion, viability, and function. *J Magn Reson Imaging.* 2004;19:800-15.
21. Grude M, Juergens KU, Wichter T, Paul M, Fallenberg EM, Muller JG, et al. Evaluation of global left ventricular myocardial function with electrocardiogram-gated multidetector computed tomography: comparison with magnetic resonance imaging. *Invest Radiol.* 2003; 38:653-61.
22. Halliburton SS, Petersilka M, Schwartzman PR, Obuchowski N, White RD. Evaluation of left ventricular dysfunction using multiphasic reconstructions of coronary multi-slice computed tomography data in patients with chronic ischemic heart disease: validation against cine magnetic resonance imaging. *Int J Cardiovasc Imaging.* 2003;19:73-83.
23. Becker CR, Majeed A, Crispin A, Knez A, Schoepf UJ, Boekstegers P, et al. CT measurement of coronary calcium mass: impact on global cardiac risk assessment. *Eur Radiol.* 2005;15:96-101.
24. Nikolaou K, Flohr T, Stierstorfer K, Becker CR, Reiser MF. Flat panel computed tomography of human ex vivo heart and bone specimens: initial experience. *Eur Radiol.* 2005;15:329-33.