Coronariografía con tomografía computarizada: ¿por fin una alternativa a la coronariografía convencional?

Jordi Estornell Erill

Unidad de TC y RM. ERESA. Hospital General Universitario de Valencia. Valencia. España.

La coronariografía convencional con inyección selectiva de contraste intracoronario es actualmente el procedimiento de referencia para la visualización de las arterias coronarias epicárdicas y la identificación de las lesiones que ocasionan reducción de su calibre. De forma adicional, puede combinarse con otras técnicas, como la ecocardiografía intracoronaria, el Doppler o las guías de presión, que ofrecen información complementaria acerca de la anatomía y composición de las lesiones, así como de su repercusión funcional. Sin embargo, se trata de procedimientos invasivos costosos y no exentos de riesgos. De ahí los esfuerzos por desarrollar nuevas modalidades diagnósticas que posibiliten la visualización no invasiva de las arterias coronarias con la suficiente exactitud diagnóstica como para permitir su uso sistemático en la práctica clínica. Dos técnicas de imagen se postulan como firmes candidatas para lograr este objetivo: la resonancia magnética (RM) y la tomografía computarizada (TC). El artículo de Leta et al¹ publicado en este número de la REVISTA ESPAÑOLA DE CARDIOLOGÍA, en el que valora la exactitud diagnóstica de la TC multicorte o multidetector en comparación con la de la coronariografía convencional, es un paso adelante en esta dirección. Tiene el interés de ser el primer estudio con esta técnica que se publica en nuestro ámbito, al tiempo que sus resultados nos permiten ser optimistas acerca de su futuro. Con la finalidad de acercar al cardiólogo a estas modalidades diagnósticas, un tanto alejadas de su práctica habitual, expondremos de forma resumida los fundamentos, el estado actual, las limitaciones y las perspectivas de futuro de estas dos técnicas de imagen.

Los problemas a los que se enfrentan tanto la RM como la TC están relacionados con la propia anatomía coronaria (vasos de pequeño calibre, tortuosos y rodeados de grasa y otras estructuras) y su constante mo-

vilidad (pulsatilidad arterial, movimiento cardíaco y respiratorio). Las soluciones a estos problemas se han obtenido con el desarrollo de secuencias que permiten adquisiciones más rápidas, con una mayor resolución espacial y una mejor relación señal/ruido (S/R), con sincronismo cardíaco y durante apneas tolerables por el enfermo, o bien, como en la RM, sin necesidad de apneas, utilizando navegadores diafragmáticos.

La RM, al no emplear radiaciones ionizantes ni contraste yodado, sería en principio la técnica de elección, salvo que existan contraindicaciones (claustrofobia, marcapasos y desfibriladores, clips metálicos intracraniales, etc.). Sin embargo, la coronariografía por RM presenta todavía importantes limitaciones. En la RM, las resoluciones espacial y temporal son inversamente proporcionales, por lo que se hace necesario llegar a un equilibrio entre ambas; esto supone que, en la práctica, sean en general inferiores a las de la TC, presentando asimismo una menor relación S/R. Por tanto, el estudio coronariográfico por RM suele limitarse a la porción próximo-medial de las coronarias principales y, a pesar de ello, un número considerable de segmentos coronarios no resultan evaluables. Además, las exploraciones suelen ser muy prolongadas e incómodas para el paciente. Por otra parte, tiene otras limitaciones que comparte con la TC, como los artefactos debidos a estructuras metálicas (endoprótesis coronarias, clips metálicos quirúrgicos o prótesis valvulares) y los debidos a arritmias.

Es difícil extraer conclusiones acerca de la exactitud diagnóstica de la coronariografía con RM pese al considerable número de estudios publicados, pues los resultados difieren bastante según los laboratorios y las diferentes secuencias empleadas. En el único estudio multicéntrico publicado hasta el momento², en el que participaron centros con diferentes niveles de experiencia, se incluyó a 109 pacientes y se utilizó un mismo protocolo de captación de imágenes, con sincronismo respiratorio (navegador diafragmático). El análisis se limitó a la porción próximo-medial de la 3 arterias coronarias principales, empleando para ello un tiempo de exploración medio de 70 min. Se consideraron evaluables el 84% de los segmentos, obteniéndose una sensibilidad del 93% y una especificidad del 42% para

VÉASE ARTÍCULO EN PÁGS. 217-24

Correspondencia: Dr. J. Estornell Erill.
Unidad de TC y RM. Hospital General Universitario de Valencia.
Avda. Tres Cruces, s/n. 46014 Valencia. España.
Correo electrónico: jestornell@eres.com

detectar estenosis significativas ($\geq 50\%$) en los segmentos evaluados, con un valor predictivo negativo del 81%. Sin embargo, pese a que las limitaciones actuales impiden que la RM sea una herramienta útil en la práctica clínica, sería deseable que el rápido desarrollo tecnológico, así como el de nuevas secuencias y agentes de contraste, permitan a esta técnica recuperar el terreno perdido y poder añadir el análisis coronariográfico a su probada utilidad en el estudio anatómico y funcional cardíaco, así como en valoración de la perfusión y viabilidad miocárdica.

Existen dos modalidades de TC empleadas en el estudio del árbol coronario: la TC multicorte o multidetector y la TC por haz de electrones (*electron beam computed tomography* [EBCT]). Ambas combinan una alta resolución espacial y una alta resolución temporal, junto con una excelente relación S/R, lo que posibilita el estudio de las arterias coronarias principales en toda su extensión. Tienen el inconveniente del empleo de radiaciones ionizantes y de contraste yodado, que limita su empleo en exploraciones seriadas y las contraindica en alérgicos al yodo y en la insuficiencia renal.

La TC de haz de electrones utiliza una fuente fija de rayos X y unos detectores también fijos que permiten obtener cortes tomográficos paralelos mediante el movimiento anticipado a cada disparo de la mesa exploratoria. La captación se realiza con sincronización electrocardiográfica (un corte por ciclo cardíaco) en un porcentaje predefinido del intervalo RR (habitualmente, en la diástole) y en apnea, para reducir los artefactos de movimiento cardíaco y respiratorio. Puesto que en el tiempo de captación influye fundamentalmente la frecuencia cardíaca del paciente, en algunos casos se utiliza atropina para aumentarla y reducir así el tiempo de apnea. La TC por haz de electrones tiene mayor resolución temporal pero menor resolución espacial y una relación S/R inferior que la TC multicorte. Además, tiene la ventaja de producir menor radiación ya que, a diferencia de la TC multicorte, la captación se realiza sólo en un porcentaje predefinido en la diástole y no durante todo el ciclo cardíaco. Por otro lado, aunque existe mayor experiencia con esta modalidad, tanto en la cuantificación del calcio coronario como en el estudio no invasivo coronario, con un número considerable de estudios publicados y resultados concordantes entre los diferentes laboratorios, es una tecnología que, en general, sólo está disponible en algunos centros.

La TC multicorte o multidetector emplea una fuente de rayos X móvil, así como detectores también móviles, en rotación continua, al tiempo que se mueve también la mesa exploratoria. De esta forma, se obtienen múltiples cortes tomográficos paralelos en cada giro (hasta 16 cortes en 0,5 s con los últimos modelos disponibles), con sincronismo cardíaco y en apnea, durante todo el ciclo cardíaco. La reconstrucción de las imágenes se realiza de forma retrospectiva en la fase

del ciclo cardíaco más adecuada (habitualmente en la diástole, con el objeto de evitar artefactos por el movimiento cardíaco). En el tiempo de la toma, además de la velocidad de rotación y el número de detectores del escáner, influye también el tamaño cardíaco. En el paciente con una frecuencia cardíaca elevada se suelen emplear bloqueadores beta con el fin de prolongar la diástole y minimizar así los artefactos de movimiento. Aunque recientemente se han introducido algoritmos de reconstrucción de imágenes que integran los datos obtenidos a partir de varios ciclos cardíacos, con el fin de aumentar la resolución temporal en el caso de frecuencias cardíacas altas³, éstos son muy sensibles a las variaciones del RR de un ciclo a otro, lo que en la mayoría de casos no evita el empleo de bloqueadores beta. Por otra parte, al obtener imágenes durante todo el ciclo cardíaco, la radiación es mucho mayor que con el TC de haz de electrones e incluso mayor que con la angiografía convencional⁴. Puesto que para la reconstrucción de las imágenes se utilizan en general las fases correspondientes a la diástole, se han propuesto protocolos de captación que modulan a la baja la radiación durante la sístole y, así, disminuyen la dosis de radiación total⁵. Sin embargo, pese a su menor resolución temporal, tiene mayor resolución espacial y mejor relación S/R que la TC de haz de electrones. Además, es una tecnología disponible en un mayor número de centros y, aunque la experiencia con esta técnica es todavía limitada, los estudios publicados con la TC multicorte muestran una exactitud diagnóstica similar a la de la TC de haz de electrones.

En cuanto a las limitaciones de la TC, además de las ya comentadas, comunes a las tres modalidades diagnósticas (apneas incorrectas, arritmias, artefactos metálicos), la presencia de calcificaciones importantes en las arterias coronarias suele representar un serio inconveniente para la interpretación de las imágenes. Además, aunque es posible visualizar el árbol coronario en toda su extensión, en ocasiones es difícil la valoración de la circunfleja debido a su trayecto por el surco auriculoventricular junto a la gran vena cardíaca (también opacificada con contraste), así como de las ramas coronarias de pequeño calibre.

Los resultados obtenidos en la serie de Leta et al¹, con valores para la sensibilidad y la especificidad del 75 y del 91%, respectivamente (para estenosis $\geq 50\%$ en la coronariografía convencional), son similares a los de 2 estudios previamente publicados con la misma tecnología^{6,7}, cuyos resultados son del 92 y del 95% para la sensibilidad y entre el 86 y el 93% para la especificidad. Es interesante resaltar los buenos resultados alcanzados por Leta et al, así como el escaso porcentaje de segmentos que no fueron evaluables (el 11,6% y, de éstos, sólo el 2,3% lo fueron por artefactos de movimiento), pese a que no se emplearon bloqueadores beta, a diferencia de los otros dos estudios mencionados, que sí los utilizaron con frecuencias cardíacas

cas superiores a 60-65 lat/min. En su lugar, estos autores recurrieron a los algoritmos de reconstrucción de imagen ya mencionados para incrementar la resolución temporal, con un resultado óptimo. Por otra parte, el empleo de cortes submilimétricos (0,5 mm) y, por tanto, la mejor resolución espacial obtenida seguramente contribuyeron a estos buenos resultados, reduciendo el número de segmentos no interpretables por intensa calcificación coronaria (3,8%) y permitiendo una mejor visualización de los delgados vasos distales y ramas secundarias. Un aspecto desfavorable del protocolo empleado en este estudio es la dosis efectiva de radiación estimada por paciente (24,2 mSv), muy superior a la de los estudios ya mencionados^{6,7} (en general, inferior a 9 mSv). Por otra parte, como señalan los autores, una limitación importante es la valoración de las endoprótesis coronarias por el artefacto metálico que producen (los segmentos con endoprótesis fueron considerados, de hecho, como no evaluables). En estos casos, aunque no es posible evaluar las estenosis intraluminales, sí es factible valorar su permeabilidad e identificar las estenosis que afectan a sus bordes. Otra limitación habitual que señalan los autores es la identificación de las lesiones oclusivas y su diferenciación de estenosis críticas cuando existe relleno del vaso distal por colaterales, al no poder obtenerse una imagen dinámica del paso del contraste por las coronarias. Por último, pese a que es arriesgado extraer conclusiones a partir del reducido número de injertos coronarios que se han valorado, podemos intuir el potencial de la TC en su valoración no invasiva, como señalan los escasos estudios publicados^{8,9}.

CONCLUSIONES

Por tanto, si hubiese que elegir actualmente entre la RM y la TC como técnica de coronariografía no invasiva, la balanza se inclinaría claramente a favor de la tomografía, ya que permite la visualización de las arterias coronarias principales en toda su extensión, en un corto tiempo de exploración y, además, posibilita la caracterización de la placa responsable de la estenosis de forma sencilla en el mismo examen¹⁰. Entre las dos modalidades de TC, la elección se inclinaría actualmente por la TC multicorte, cuyas aplicaciones en otros campos de la medicina hacen que esté disponible en un gran número de centros, mientras que la TC de haz de electrones suele estar limitada a grupos de in-

vestigación. Aunque con ninguna de todas estas modalidades de coronariografía no invasiva se ha llegado al final de su desarrollo, parece todavía lejano el momento en que la resonancia pueda igualar los resultados de la TC y poder contar, así, con una técnica que permita el estudio integral de la cardiopatía isquémica.

Si bien es aventurado dar respuesta a la pregunta que encabeza este comentario editorial mientras no se lleven a cabo estudios multicéntricos con un mayor número de pacientes, lo cierto es que, gracias a los recientes avances en TC, los cardiólogos que trabajamos con estas modalidades diagnósticas hemos pasado en poco tiempo de un profundo pesimismo a un marcado optimismo, a pesar de las limitaciones actuales.

BIBLIOGRAFÍA

1. Leta R, Carreras F, Alomar X, Monell J, García-Picart J, Augé JM, et al. Coronariografía no invasiva mediante tomografía computarizada con 16 detectores: estudio comparativo con la angiografía coronaria invasiva. *Rev Esp Cardiol* 2004;57:217-24.
2. Kim WY, Danias PG, Stuber M, Flamm SD, Plein S, Nagel E, et al. Coronary magnetic resonance angiography for detection of coronary stenoses. *N Engl J Med* 2001;345:1863-9.
3. Flohr Th, Ohnesorge B. Heart rate adaptative optimization of spatial and temporal resolution for electrocardiogram-gated multislice spiral CT of the heart. *J Comput Assist Tomogr* 2001;25:907-23.
4. Morin RL, Gerber ThC, McCollough CH. Radiation dose in computed tomography of the heart. *Circulation* 2003;107:917-22.
5. Jakobs TF, Becker CR, Ohnesorge B, Flohr Th, 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.
6. Ropers D, Baum U, Pohle K, Anders K, Ulzheimer S, Ohnesorge B, et al. Detection of coronary artery stenoses with thin-slice multi-detector row spiral computed tomography and multiplanar reconstruction. *Circulation* 2003;107:644-66.
7. Nieman K, Cademartiri F, Lemos PA, Raaijmakers R, Pattynama PM, De Feyter PJ. Reliable noninvasive coronary angiography with fast submillimeter multislice spiral computed tomography. *Circulation* 2002;107:2051-4.
8. Gurevitch J, Gaspar T, Orlov B, Amar R, Dvir D, Peled N, et al. Noninvasive evaluation of arterial grafts with newly released multidetector computed tomography. *Ann Thorac Surg* 2003;76:1523-7.
9. Nieman K, Pattynama PM, Rensing BJ, Van Geuns R-J, DeFeyter PJ. Evaluation of patients after coronary artery bypass surgery: CT angiographic assessment of grafts and coronary arteries. *Radiology* 2003;229:749-56.
10. Fayad ZA, Fuster V, Nikolau K, Becker C. Computed tomography and magnetic resonance imaging for non-invasive coronary angiography and plaque imaging. *Circulation* 2002;106:2026-34.