

AVANCES TECNOLÓGICOS

Tomografía computada multidetector de arterias coronarias: estado del arte. Parte I: Aspectos técnicos

Eric T Kimura Hayama,^{*,**} Erick Alexánderson Rosas,^{*,***,****} Jorge Vázquez-Lamadrid,^{**} Rodrigo Pale,^{*} José Antonio Talayero Petra,^{****} Patricio Cruz Garcavilla,^{****} Carlos Sierra Fernández,^{****} Leonardo García-Rojas Castillo,^{****} Mónica Rodríguez Valero,^{****} Gabriela Menéndez Ramírez,^{****} Marycarmen Herrera Zarza,^{****} Martha Armas de Ávila,^{****} Aloha Meave González^{*,****}

Resumen

El estudio de la enfermedad aterosclerosa de las arterias coronarias es fundamental por ser la principal causa de muerte en países occidentales. La prueba diagnóstica considerada como estándar de oro es la angiografía invasiva, sin embargo ésta implica costos elevados en la atención de este grupo de pacientes. En la actualidad los equipos de cuarta generación de tomografía computada (TC) realizan la adquisición de hasta 256 imágenes en tan sólo 400 milisegundos (ms), es decir 900-1,000 veces más rápidos que los aparatos de primera generación. La TC multidetector (TCMD) es el método no invasivo de elección para la evaluación vascular del tórax. Sin embargo, su papel en el estudio del corazón se encontraba limitado. Hoy día es posible obtener imágenes tridimensionales del corazón y del cuerpo entero en segundos. La TCMD del corazón es un método no invasivo, rápido, con capacidad multiplanar, de menor costo que la angiografía, y que genera imágenes cardíacas y extracardíacas sin la interferencia o sobreposición de estructuras adyacentes. La mayor resolución temporal secundaria al incremento en la velocidad de rotación del gantry y a nuevos algoritmos de reconstrucción, así como de la resolución espa-

Summary

COMPUTER MULTIDETECTOR TOMOGRAPHY OF CORONARY ARTERIES. STATE-OF-THE-ART. PART 1. TECHNICAL ASPECTS

The study of atherosclerotic disease in coronary arteries is fundamental since it is the first cause of death in the Western hemisphere. The gold standard for its diagnosis is invasive angiography, but it contributes to an increase in costs for this group of patients. Nowadays fourth generation computed tomography (CT) equipments can construct acquisition data of up to 256 images in only 400 milliseconds (ms), which is 900 to 1000 times faster than first generation apparatus. CT multidetector (CTMD) is the noninvasive choice diagnosis method for a vascular evaluation of the thorax. Its role in the study of the heart was limited, but today it is possible to obtain three-dimensional heart and whole body images in only seconds. CTMD is a fast, low-cost, noninvasive method that generates cardiac and extra cardiac images without adjacent structure interference. The higher temporal resolution due to an increase of the gantry's rotation and new reconstruction algorithms, as well as its higher spatial resolution and elevated time acquisition due to the presence of more detectors, have

* Departamento de Tomografía Cardíaca del Instituto Nacional de Cardiología "Ignacio Chávez". Ciudad de México, México.

** Departamento de Radiología e Imagen del Instituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición "Salvador Zubirán". Ciudad de México, México.

*** Departamento de Medicina Nuclear del Instituto Nacional de Cardiología "Ignacio Chávez". Ciudad de México, México.

**** Unidad PET-Ciclotrón, Facultad de Medicina UNAM. Ciudad de México, México.

***** Departamento de Resonancia Magnética del Instituto Nacional de Cardiología "Ignacio Chávez". Ciudad de México, México.

Correspondencia: Dra. Aloha Meave González. Departamento de Resonancia Magnética y Tomografía Cardíaca, Instituto Nacional de Cardiología "Ignacio Chávez" (INCICH Juan Badiano Núm. 1, col. Sección XVI, Tlalpan 14080, México D.F.).

Correo electrónico: ameave@yahoo.com

Recibido: 18 de enero de 2007

Aceptado: 20 de marzo de 2007

cial, aunado a la mayor rapidez de la adquisición debido al aumento del número de detectores, han permitido una mejoría significativa en la exactitud diagnóstica de la TCMD de las arterias coronarias.

permitted CTMD to give significantly better and precise diagnosis of coronary arteries. (Arch Cardiol Mex 2007; 77: 137-149)

Palabras clave: Tomografía computada multidetector. Tomografía computada coronaria. Angiotomografía coronaria y tomografía cardíaca.

Key words: Computed tomography. Multidetector computed tomography. Coronary computed tomography.

Introducción

La enfermedad aterosclerosa de las arterias coronarias es la principal causa de muerte en países occidentales.¹ La prueba diagnóstica considerada como estándar de oro para dicha enfermedad es la angiografía invasiva (AI), la cual cuenta con una alta resolución espacial (0.1-0.2 mm) y temporal (< 10 ms).² Con este método diagnóstico, desarrollado por Sones en 1958, comenzó una nueva era que condujo al desarrollo de las técnicas de revascularización percutánea y quirúrgica que en la actualidad son práctica rutinaria en el manejo de la cardiopatía isquémica (CI).³ Medio siglo después, más de 2 millones de procedimientos angiográficos se realizan cada año tan sólo en los Estados Unidos,⁴ pero sólo en un tercio de ellos se practica en conjunto con un procedimiento terapéutico. Es decir, en dos terceras partes el procedimiento es únicamente de carácter diagnóstico.^{5,6}

Aunque la AI es un método rutinario con baja morbilidad y mortalidad (1 y 0.1%, respectivamente) y que claramente ha condicionado una mejoría en el diagnóstico de pacientes con CI, también ha contribuido a un incremento en los costos de atención de este grupo de pacientes. Esto ha llevado a un creciente interés en la búsqueda y desarrollo de nuevos métodos diagnósticos de carácter no invasivo y de impacto clínicamente equivalente a la angiografía convencional.⁴⁻⁷

La tomografía computada (TC), inventada por Godfrey Hounsfield en 1972, ha tenido una evolución insospechada y un empleo prácticamente ilimitado.⁸ Mientras los sistemas de primera generación adquirían una sola imagen en aproximadamente 300 seg, en la actualidad los equipos de cuarta generación realizan la adquisición de hasta 256 imágenes en tan sólo 400 mseg, es decir 900-1,000 veces más rápidos que los aparatos de primera generación.^{8,9}

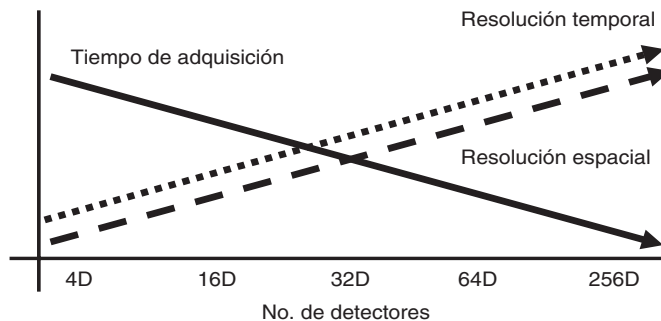
La TC multidetector (TCMD) fue desarrollada

hacia finales de la década de los 90, y es considerada actualmente como el método no invasivo de elección para la evaluación vascular del tórax. Sin embargo, su papel en el estudio del corazón se encontraba limitado debido al movimiento cardíaco rápido y continuo, a la compleja anatomía cardiovascular y a las pequeñas dimensiones de las arterias coronarias (*Tabla 1*). La TC incursionó en la evaluación cardíaca en 1984 con la introducción de la TC por emisión de haz de electrones (TCEE). La TCEE cuenta con numerosas limitaciones, entre ellas una baja resolución espacial (1.5-3 mm), tiempos de adquisición prolongados (40-50 latidos cardíacos por estudio), imágenes con bajo índice señal-ruido y baja disponibilidad. Más recientemente, con el desarrollo de la TCMD la imagen tomográfica cardiovascular es una realidad.⁵ Los avances tecnológicos de la TCMD se han enfocado en aumentar el número de detectores dispuestos en el eje z y a disminuir su tamaño, a incrementar la velocidad de rotación del tubo de rayos-X, y a mejorar los protocolos de reconstrucción (*Fig. 1*). Hoy día es posible obtener imágenes tridimensionales del corazón y del cuerpo entero en segundos.¹⁰ La TCMD del corazón cuenta con las siguientes ventajas: es un método no invasivo, rápido (tiempo en sala de 10 minutos y de adquisición de 15 segundos), con capacidad multiplanar, de menor costo que la angiografía, y que genera imágenes cardíacas y extracardíacas sin la interferencia o superposición de estructuras adyacentes.

Desde su introducción en el área cardiovascular se han publicado numerosas revisiones del tema.^{5-7,11-20} Hoy la radiología cardiovascular ha encontrado un nuevo elemento cada vez más importante en la práctica diaria de múltiples centros cardiovasculares en el mundo entero. Sin embargo, es un método cuya calidad diagnóstica está sujeta a numerosos factores que pueden generar imágenes no diagnósticas por artificios.

Tabla I. Ventajas y desventajas de los algoritmos de reconstrucción con sincronización EKG.

	Sincronización prospectiva	Sincronización retrospectiva
Ventajas	Radiación "pulsada" Dosis baja de radiación	Adquisición helicoidal de tipo volumétrico Cobertura R-R completa Alta reproducibilidad
Desventajas	Adquisición secuencial Cobertura R-R parcial	Radiación continua Dosis de radiación alta

**Fig. 1.** Evolución de los sistemas multidetector. Relación del número de detectores con los tiempos de adquisición, resolución temporal y resolución espacial.

El objetivo del siguiente trabajo es efectuar una revisión de los aspectos técnicos relevantes y sus aplicaciones clínicas actuales de la TCMD para el estudio de las arterias coronarias.

Resolución espacial y temporal

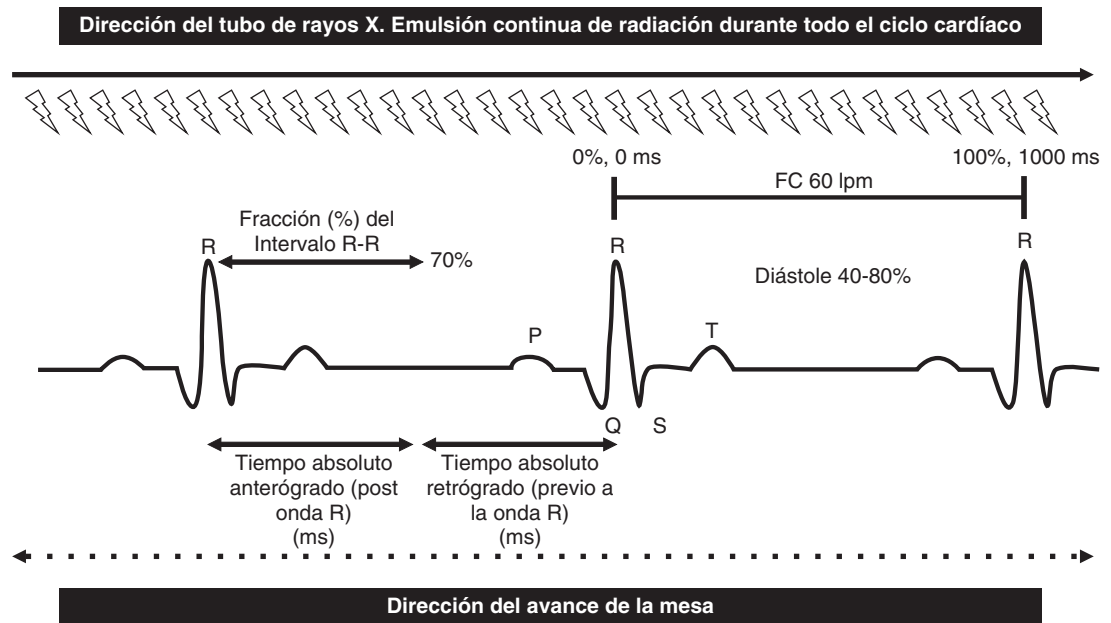
La resolución espacial se define como la distancia mínima necesaria (en mm) entre dos objetos para poderlos distinguir como separados. Entre menor sea esta distancia, mayor es la resolución espacial. Por ejemplo, los tomógrafos actuales tienen una resolución espacial hasta de 0.4 mm. De manera práctica, la resolución espacial depende del tamaño del píxel (*picture element*) que depende a su vez del tamaño del detector (grosor de corte o colimación del detector). La resolución temporal se define como el tiempo (expresado en mseg) que el tomógrafo requiere para adquirir una imagen. Al igual que la resolución espacial, entre menor sea este número, mayor es la resolución. Ésta depende directamente del tiempo de rotación del tubo de rayos-X y del algoritmo de reconstrucción empleado.

La TCEE y los primeros equipos multidetector (MD) permitían una resolución espacial de tan sólo 1.5-3 mm con una resolución temporal de 100 y 500 mseg, respectivamente. En la actualidad, se pueden adquirir hasta 256 cortes por cada vuelta del tubo de rayos-X, cada

uno con un grosor de 0.4-0.5 mm. Esta resolución espacial submilimétrica es indispensable para la evaluación de las arterias coronarias, las cuales tienen una conformación tridimensional compleja y un diámetro pequeño; por ejemplo, el tronco coronario izquierdo mide sólo 4-5 mm, y las porciones distales de las coronarias aproximadamente 1 mm.²¹ Esta resolución espacial permite la evaluación de los segmentos proximales y de vasos mayores a 1.5 mm de diámetro, es decir aquellos segmentos coronarios donde la detección de estenosis significativa es de importancia clínica.¹⁷ De acuerdo a un estudio de 14,000 autopsias, sólo el 16% de las estenosis significativas se presentan en el tercio distal de las coronarias, sitio donde rara vez se realizan procedimientos terapéuticos intervencionistas.²²

El incremento en el número de detectores ha permitido disminuir el tiempo de apnea y el número de latidos cardíacos necesarios para obtener el estudio, y por ende reducir los artificios por movimiento. Además, los voxels (*volume elements*) son prácticamente isotrópicos, o sea su dimensión es igual en los ejes x, y, y z,⁵ lo cual permite realizar reconstrucciones en cualquier plano sin deformidad de las imágenes.

Una alta resolución temporal es indispensable para minimizar los artificios por movimiento generados por el latido cardíaco. La resolución temporal ideal, aquella que evitaría los artificios por movimiento cardíaco, es de 100-250 mseg, tiempo necesario para obtener imágenes en las fases sistólica y diastólica respectivamente.⁶ Como fue mencionado con anterioridad, la resolución temporal depende de dos componentes principales: el tiempo de rotación del tubo y de los algoritmos de reconstrucción. El tiempo de rotación ha mejorado de 500 mseg en los tomógrafos de 4 detectores a 330-400 mseg en los de 64 y 256 detectores.^{2,5,8,10,12,23}



A) Reconstrucción relativa. Cada intervalo R-R se divide en incrementos porcentuales del 0 al 100%: 0% corresponde al inicio de la onda R y 100% al final de la misma. La reconstrucción de las imágenes se realiza con un retraso definido como un porcentaje del intervalo R-R (por ejemplo 70%, ver recuadro). B) Reconstrucción absoluta. La reconstrucción de las imágenes comienza en un punto fijo en milisegundos (ms), ya sea antes (retrógrado) o después (anterógrado) de la onda R.

Fig. 2. Algoritmos de reconstrucción relativa y absoluta.

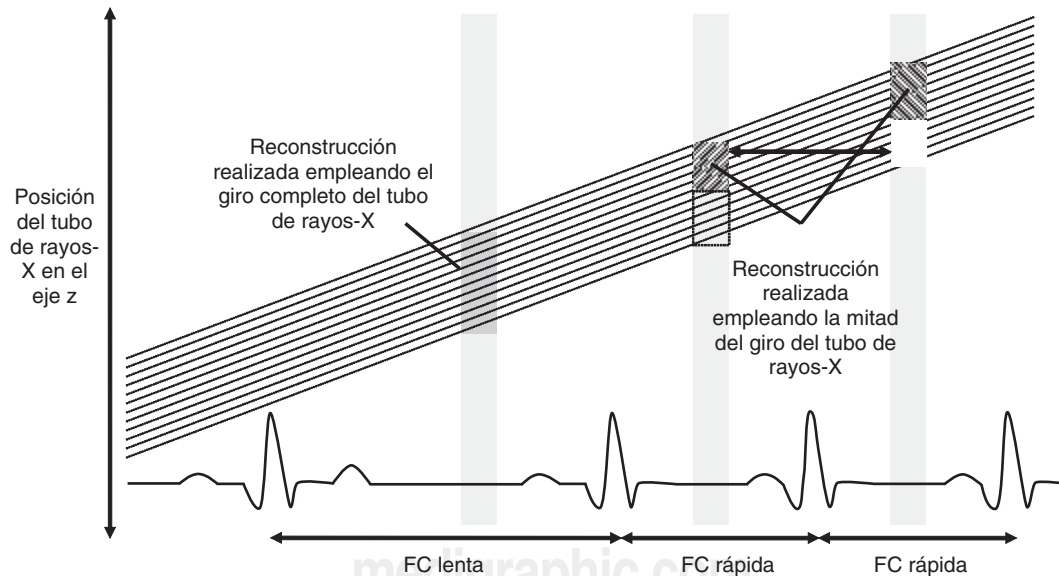


Fig. 3. Protocolos de adquisición retrospectiva mono y multisegmentaria. Las líneas punteadas representan la posición de los detectores (en este caso 12D) en el eje z, el cual cambia continua y linealmente de posición en relación a la del paciente conforme éste avanza con la mesa. La señal ECG es grabada de manera simultánea durante la adquisición y se muestra en la parte inferior del esquema. Nótese que dichas líneas (detectores) abarcan la totalidad del trazo ECG, o sea, la radiación es constante durante la adquisición. A) Adquisición monosegmentaria: a FC bajas (a la izquierda del trazo), la imagen se reconstruye con la información obtenida de un solo segmento (información obtenida durante un giro completo del tubo) recuadro en gris de la izquierda. B) Adquisición multisegmentaria: a FC mayores (lado derecho de la imagen), dos o más ciclos cardíacos se emplean para reconstruir la imagen mediante la información obtenida durante la mitad del giro completo del tubo (recuadros rayados). Nótese que en cada uno de estos dos ciclos cardíacos, una serie de imágenes es reconstruida en diferentes posiciones del eje z, o sea en regiones diferentes del “subvolumen” cardíaco. Esta combinación de “subvolúmenes” de todos los ciclos cardíacos forman la imagen completa.

Sincronización cardíaca y protocolos de reconstrucción: prospectivo vs retrospectivo

Las imágenes se adquieren con acoplamiento electrocardiográfico (ECG), es decir, existe sincronización entre el latido cardíaco del paciente y la adquisición de las imágenes.¹⁶ Existen dos formas de adquisición: prospectiva y retrospectiva.^{5,6,16,18} (Tabla I).

En la adquisición prospectiva, empleada en la TCEE y en la TCMD para el cálculo del índice de Calcio, se emite únicamente radiación después de un tiempo determinado de iniciada la onda R, generalmente durante la diástole. La principal ventaja es la reducción en la dosis de radiación recibida por el paciente, ya que sólo se emiten rayos-X durante un corto lapso del ciclo cardíaco.⁵ El principal inconveniente es el incremento en el grosor de corte de las imágenes (3 mm en la TCEE y de 1.5-3 mm en la TCMD), lo cual resulta inadecuado para identificar detalles anatómicos.

En los protocolos de reconstrucción retrospectiva se emite radiación durante la totalidad del ciclo cardíaco. En esta técnica, el avance lento de la mesa y por ende del paciente, está diseñado para solapar las rotaciones del gantry (interpolación-z) al mismo tiempo que se graba el trazo ECG del paciente, el cual se usa para enlazar posteriormente los datos adquiridos con fases particulares del ciclo cardíaco.¹³ Esta forma de reconstrucción facilita la obtención de imágenes en puntos del ciclo cardíaco donde existen menores probabilidades de artificios por movimiento, generalmente en diástole que es cuando menor movilidad cardíaca existe.¹⁸⁻²⁰ Cada nivel anatómico adquirido en el eje cráneo-caudal o eje z está representado en varios latidos cardíacos. Debido a que todo el ciclo cardíaco está representado, el operador puede escoger de manera retrospectiva, ya sea de forma anterógrada (después de la onda R) o retrógrada (antes de la onda R), cualquier parte del ciclo cardíaco para obtener una serie de imágenes reconstruidas en la misma fase del ciclo cardíaco. La selección del momento apropiado para la reconstrucción puede expresarse en mseg en relación a la onda R (reconstrucción absoluta), o seleccionarse un % del intervalo R-R al que se va a reconstruir (reconstrucción relativa)^{5,16} (Fig. 2). No existe un consenso sobre cuál es la mejor técnica, sin embargo, en la gran mayoría de los centros se prefiere una reconstrucción retrospectiva ante-

rógrada relativa, esto es una adquisición con emisión de radiación durante todo el ciclo cardíaco, con una reconstrucción a partir de la onda R en un punto "X" del intervalo R-R que se encuentra dividido de manera porcentual. La principal ventaja de los algoritmos de adquisición retrospectiva, es que permite reconstrucciones en cualquier punto del ciclo cardíaco. Su principal desventaja es la mayor dosis de radiación recibida por el paciente.

En ambas técnicas de adquisición (prospectiva y retrospectiva) pueden emplearse algoritmos de reconstrucción sin utilizar una rotación de 360° del tubo de rayos-X, esto con el objetivo de incrementar la resolución temporal. Es decir, las imágenes se adquieren con la información de rotaciones parciales ("incompletas") de aproximadamente dos terceras partes de la rotación completa del tubo (240-260°).^{5,16,17} Esto mejora la resolución temporal a aproximadamente la mitad del tiempo de rotación del tubo de rayos-X: 250 mseg en el caso de un tiempo de rotación de 500 mseg, y de 165 mseg para un tiempo de rotación de 330 mseg. En el caso de los nuevos sistemas duales, la resolución temporal podría ser menor a los 100 mseg. Además, estos protocolos permiten incrementar el *pitch* (relación entre el avance de la mesa/colimación total del corte), y por ende disminuir el tiempo de adquisición y la radiación recibida por el paciente.⁴ Cuando la frecuencia cardíaca (FC) es la ideal [< 70 latidos por minuto (lpm)], la reconstrucción de un segmento cardíaco se realiza con la información obtenida de un solo latido cardíaco, sin embargo en aquellos pacientes con $FC > 70$ lpm, es posible mejorar la calidad de las imágenes mediante protocolos de reconstrucción multisegmentarios. En estos protocolos la imagen se forma con "segmentos" de información obtenidos de ≥ 2 latidos cardíacos, lo cual mejora la resolución temporal. La resolución temporal equivale al tiempo de rotación del gantry dividido por $2N$, donde N es el número de ciclos cardíacos empleados en la reconstrucción (máximo 2-3 ciclos). El inconveniente de esta técnica es la potencial aparición de artificios por disminución de la resolución longitudinal en el eje z.^{5,16} La gran mayoría de los centros especializados en TC coronaria recomiendan la reconstrucción monosegmentaria, y en el caso de pacientes con $FC > 70$ lpm es mejor optimizar la FC del paciente antes de realizar el estudio.

En resumen, la mayor velocidad de giro del tubo de rayos-X, los nuevos algoritmos de reconstruc-

ción y acoplamiento ECG, la disminución del tamaño de los detectores y el incremento en su número, permiten una mejoría sustancial de la resolución temporal y espacial, además de haber reducido los tiempos de adquisición respectivamente (*Fig. 3*). Finalmente, a la par de estos avances, también se han desarrollado tubos de rayos-X de mayor corriente, lo cual incrementa el índice señal/ruido y por ende la calidad de la imagen.

Importancia de la frecuencia cardíaca y del β -bloqueo. Habitus del paciente

Otros factores directamente relacionados al paciente, como lo son su ritmo y FC también influyen en la calidad de las imágenes y en la presencia de artificios por movimiento. (*Tabla II*).

Pese a los avances tecnológicos, la resolución temporal disponible requiere una FC media menor a los 70 lpm para evitar artificios por movimiento. La calidad diagnóstica de la imagen es inversamente proporcional a la FC del pacien-

te.²⁴⁻²⁹ La importancia de la FC no sólo radica en el hecho de obtener imágenes de calidad diagnóstica, sino también en que la radiación es mayor en aquellos pacientes con FC altas.

La FC ideal es < 60 lpm. Todos los pacientes con FC > 70 lpm deben de “prepararse”. Existen múltiples protocolos que reducen la FC en alrededor del 80% de los pacientes.²⁴⁻²⁹ Se emplean β -bloqueadores vía oral (VO) (atenolol o metoprolol de 25-100 mg 1 hora antes del estudio) o intravenosos (IV) (metoprolol 5 mg en infusión de 3 min al momento del estudio, hasta un máximo de 15 mg repartidas en dosis cada 5 min). En algunos centros se practica el β -bloqueo VO 1-3 días antes del estudio. En aquellos pacientes con contraindicaciones para su uso (asma, bloqueo A-V, insuficiencia cardíaca descompensada, DM descompensada, fenómeno de Raynaud), se pueden utilizar calcio-antagonistas VO (diltiazem 60-90 mg) o IV (diltiazem 10-20 mg en infusión de 3 min).^{13,16,31} Cabe mencio-

Tabla II. Principales problemas durante la adquisición de imágenes de las arterias coronarias mediante métodos de estudio no-invasivos y potenciales soluciones.

Problemas	Soluciones
Arterias coronarias en movimiento (hasta 4 cm de desplazamiento por segundo)	1. Beta-bloqueo 2. Sincronización cardíaca y algoritmos de reconstrucción en cualquier punto del ciclo cardíaco 3. Alta resolución temporal
Arterias pequeñas (1-4 mm)	1. Alta resolución espacial 2. Pitch pequeño 3. Vasodilatación con nitratos
Movimiento respiratorio	1. Adecuada explicación del estudio al paciente 2. Tiempos de adquisición (durante apnea) cortos por: a) Disminución del tiempo de rotación del gantry b) Incremento en la colimación del haz secundario al incremento en el número de detectores
FC elevada	Beta bloqueo
Diagnóstico preciso	1. Adecuada selección del paciente 2. Adecuado entrenamiento del personal médico y técnico

Tabla III. Protocolos de adquisición de angioTC coronaria propuestos en diferentes generaciones de tomógrafos (las características pueden variar dependiendo de la marca del tomógrafo).

	4D	16D	64D
Colimación del detector	4 x 1 mm	16 x 0.75 mm	64 x 0.6 mm
Tiempo de rotación del gantry (ms)	500	375	330
Tiempo de adquisición (apnea)	~40 s	~20s	~10 s
Intervalo de reconstrucción (incremento)	0.7 mm	0.5 mm	0.4 mm
Volumen* de contraste en mL/caudal en mL/s	~120-150/3.5	~100-120/4	~70/5
Retraso**	4 s	6 s	6 s

* Volumen de contraste = (tiempo de adquisición + retraso) x caudal

** Retraso adicional al tiempo obtenido por técnica de prueba de bolo (*test bolus*)

nar que durante los primeros segundos de la adquisición, momentos después de solicitar la apnea al paciente, es normal un ligero descenso de la FC.

La mejor calidad de la imagen se obtiene cuando el corazón tiene el mismo tamaño y forma en el mismo punto del ciclo cardíaco. Por lo que en aquellos pacientes con ritmos irregulares (por ej. fibrilación auricular) o con latidos ventriculares prematuros, frecuentemente se presentan imágenes de calidad no diagnóstica. En este grupo de pacientes se sugieren 2 cosas: 1) que los intervalos de reconstrucción sean seleccionados de manera manual, de tal forma que la reconstrucción siempre coincida con el mismo punto del ciclo cardíaco, generalmente sístole (a diferencia de la diástole en pacientes con ritmos regulares); y 2) se eliminen para la reconstrucción los latidos ventriculares prematuros, en donde el intervalo de reconstrucción generalmente coincidirá en la fase sistólica con el consecuente artefacto por movimiento.¹⁶

No existen trabajos publicados sobre el efecto del hábito del paciente en la calidad de las imágenes. Es probable que los parámetros tomográficos y de administración del material de contraste deban ajustarse en pacientes con un índice de masa corporal $> 30 \text{ kg/m}^2$, debido a la pérdida de la relación señal/ruido.¹³

Preparación del paciente, administración del material de contraste y protocolo de adquisición

Además de la preparación farmacológica es indispensable explicar al paciente las características del estudio con el fin de evitar otros artefactos generados por movimiento respiratorio o corporal durante la adquisición.^{19,20} El tiempo de adquisición del estudio y por ende de la duración de la apnea solicitada al paciente, es de aproximadamente 8-13 seg en sistemas de 64D. En los sistemas de 16D, donde la apnea es mayor a los 20 seg, se puede administrar oxígeno a 3 l/min durante el estudio. En la *Tabla III* se muestran los protocolos de adquisición propuestos para diferentes sistemas.

Antes de la administración del material de contraste (MC), se realiza el estudio en fase simple para determinar el campo de exploración (FOV, *field of view*) durante la fase contrastada, y se calcula el índice de Calcio (IC). El límite superior del FOV debe de estar 2 cm por arriba de la emergencia de las arterias coronarias y exten-

derse 2 cm por debajo del borde inferior del corazón. Típicamente se extiende desde el borde inferior de la carina hasta el diafragma (*Fig. 4*). En el caso de pacientes con puentes coronarios, el FOV debe de extenderse cranealmente hasta las clavículas.¹³ Por otro lado, si el IC es > 1.000 Unidades Agatston, no se recomienda continuar con la fase contrastada debido al alto índice de segmentos no valorables por la gran cantidad de placas calcificadas.³²

Dado que uno de los parámetros de los cuales depende la exactitud diagnóstica es el diámetro del vaso a evaluar, unos minutos antes de la inyección del contraste (típicamente de 3-5 min) se administran 5 mg de isosorbide sublingual (SL) o 0.4 mg de nitroglicerina SL, con el objeto de mejorar la visualización de las arterias coronarias distales.

La angioTC de coronarias emplea MC yodado no-iónico intravenoso el cual es seguido de un segundo bolo de solución salina (SS) (inyección dual); esto permite disminuir la cantidad de contraste, incrementar la atenuación del contraste en la zona de interés al "compactar" el bolo de MC, y evitar la presencia de artefactos de irradiación secundarios a la alta concentración de MC en la vena cava superior y aurícula derecha, y que interfieren con la visualización de la coronaria derecha.^{19,34} Se recomienda una concentración de yodo $\geq 320 \text{ mg/mL}$ de MC³⁵ para obtener una atenuación de 250-300 UH en el área de interés.^{7,36} La administración exacta y precisa del MC es clave para obtener un estudio adecuado con un contraste homogéneo en la totalidad del árbol coronario. En el caso de angioTC de coronarias la opacificación debe de ser optimizada para las cavidades izquierdas y las arterias coronarias (*Fig. 5*). Para el cálculo de la función ventricular derecha y medición del grosor del septum interventricular se emplean protocolos bifásicos de administración de contraste, donde se comienza con 50-60 mL a 4 mL/s, seguido de 30-40 mL a 3 mL/s, y finalmente un bolo de SS.^{37,38} Es importante mantener una comunicación estrecha con el médico solicitante no sólo para descartar contraindicaciones al MC, como lo son los antecedentes alérgicos y falla renal ($\text{Cr} > 1.5 \text{ mg/dL}$), sino también debido a que los protocolos de estudio varían dependiendo del motivo del estudio y de la sospecha clínica.³³ El volumen de MC dependerá del tomógrafo, del motivo del estudio y del tamaño del corazón (volumen a explorar y tiempo de adquisición).¹⁴

Típicamente entre mayor sea el número de detectores, la cantidad de MC será menor. En sistemas de 64D, generalmente se ocupan 60-70 mL de contraste seguidos del bolo de 40 mL de SS (denominado *bolus chaser*) administrados a través de un catéter 17G de preferencia colocado en una vena de la fosa antecubital. Este calibre de catéter es el recomendado, debido a que el caudal con el que se administra el contraste es de 4-5 mL/seg (aproximadamente 1 g/s de yodo), por lo que un catéter de menor calibre colocado en una vena pequeña (por ej. una vena dorsal de la mano) conlleva un riesgo elevado de extravasación.^{5,35}

Existen 3 métodos para calcular el tiempo de retraso desde el comienzo de la administración del MC hasta el inicio de la adquisición tomográfica:⁴⁰ 1) Retraso convencional, generalmente de 21-25 seg, aunque el tiempo dependerá del número de detectores. 2) Técnica de seguimiento del bolo ("*bolus-tracking*"). En esta técnica se coloca el cursor en la raíz aórtica (adyacente a los ostium coronarios) y se establece un umbral en unidades de atenuación Hounsfield (UH), el cual una vez alcanzado iniciará automáticamente la adquisición. El umbral escogido depende del número de detectores del tomógrafo y del tiempo de rotación del gantry (150 UH para tomógrafos de 64D y 0.33 s de tiempo de rotación). 3) Prueba de bolo ("*test-bolus*"): se mide el tiempo de circulación de una pequeña cantidad de contraste (15-20 mL, aproximadamente 15-20% del volumen total de MC) hasta que éste llega a la raíz aórtica y posteriormente se utiliza dicho tiempo como pre-establecido durante la adquisición. Al tiempo obtenido durante la prueba, se agrega un retraso adicional, que dependerá del número de detectores del tomógrafo (3-4 s en los sistemas de 64D)¹⁴ (Tabla III). Los resultados son similares con las últimas 2 técnicas, aunque la atenuación es ligeramente superior en caso de emplear el método de seguimiento de bolo, además de permitir un ahorro de contraste del 20%.⁴⁰ En general, el protocolo de adquisición debe incluir el tiempo de rotación más rápido que el tomógrafo permita (330 ms para tomógrafos de 64D), un avance lento de la mesa (pitch entre 0.2-0.3), 120 kVP de kilovoltaje pico (en pacientes delgados se puede reducir a 100 kVP) y un miliamperaje elevado (~500 mAs) para disminuir el ruido generado por las probables reconstrucciones parciales y el grosor de corte delgado.¹⁶ Si pese al elevado miliamperaje se

identificara pérdida del índice señal/ruido (*signal to noise ratio*), es decir la imagen se observa "píxeleada", se puede incrementar el grosor de corte o cambiar el filtro de Kernel a uno de menor frecuencia espacial para disminuir el "ruido".¹⁶

En resumen, la atenuación del contraste depende de: 1) las técnicas de sincronización entre la fase arterial del MC y la adquisición tomográfica, y 2) de los parámetros de la inyección. Respecto a este último existen 3 variables que pueden ser manipuladas para incrementar la atenuación del contraste intravascular: el caudal de la inyección del volumen inyectado y la concentración del yodo en el MC.^{35,39}

Reconstrucción y visualización de las imágenes

Para disminuir al máximo los artificios por movimiento, las imágenes son reconstruidas durante el punto del ciclo cardíaco que muestra el menor movimiento de las arterias coronarias.^{6,13,16,19} El patrón de movimiento de la descendente anterior (DA) y circunfleja (Cx) siguen al corazón izquierdo, mientras que la coronaria derecha (CD) muestra movilidad sincrónica con el corazón derecho.⁴¹ No obstante, la gran mayoría de los estudios en pacientes con FC < 70 lpm emplean reconstrucciones a la mitad-final de la diástole (entre la fase de llenado rápido y la contracción auricular), típicamente al 60-70% del intervalo R-R, o entre 350 y 450 ms previos a la onda R.^{16,26,27,42} La CD y Cx muestran mayor movimiento, por lo que en aquellos pacientes con FC > 70 lpm pueden ser necesarias más de una reconstrucción, generalmente al final de la sístole o principio de la diástole (40-50% del intervalo R-R) para obtener un estudio de calidad diagnóstica.^{26-28,41,42}

El grosor de corte y el intervalo de reconstrucción dependen del equipo. Se recomienda utilizar el menor grosor de corte posible y un intervalo de reconstrucción de ~25-50% del grosor de corte (por ej. 0.6 x 0.4 mm de grosor de corte e intervalo de reconstrucción respectivamente).¹⁶ Las imágenes se representan con ventana para mediastino con filtros de Kernel medio-finos (por ej: B30f). En aquellos pacientes con *stents* se realiza una segunda reconstrucción con un filtro de Kernel de mayor frecuencia espacial (por ej: B46f) únicamente en el área del *stent*.⁴³ El número de imágenes generadas por cada reconstrucción es de aproximadamente 300, sin embargo

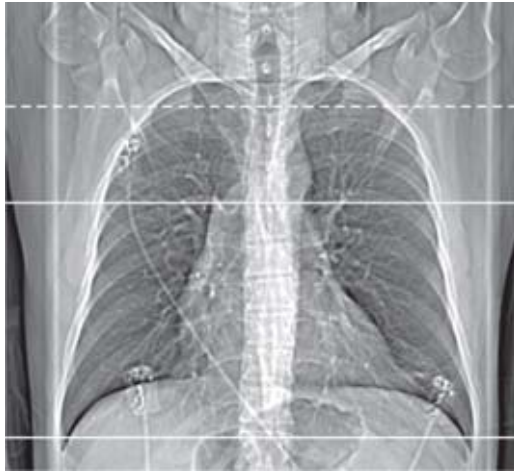


Fig. 4. La línea continua muestra el campo de exploración (FOV) 2 cm por arriba de la emergencia de la arteria coronaria izquierda. La línea discontinua presenta el FOV a cubrirse en el caso de pacientes con puentes coronarios.

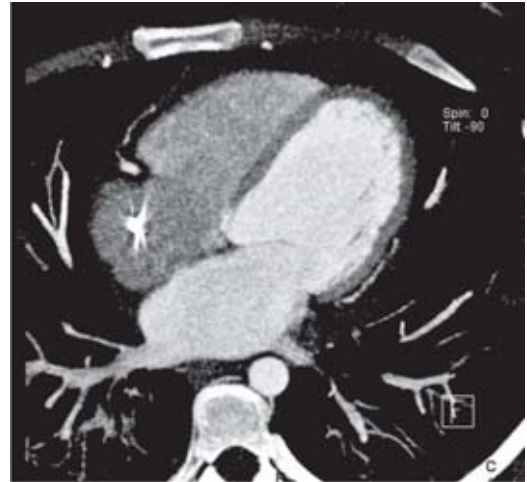


Fig. 5. Plano axial a nivel de cavidades cardíacas en donde se observa opacificación de cavidades izquierdas. Nótese que las cavidades derechas están totalmente lavados para la adecuada caracterización de la coronaria derecha.

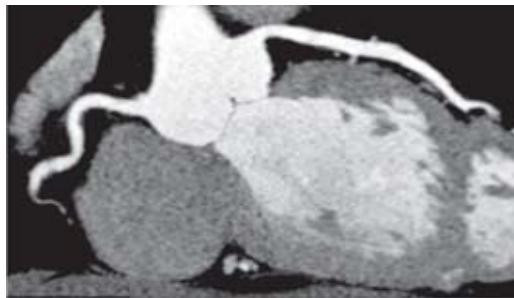


Fig. 6. Reconstrucción curvilínea de la arteria coronaria derecha e izquierda.



Fig. 7. Máxima intensidad de proyección (MIP)

este número es variable y depende del grosor del detector y del intervalo de reconstrucción. Aun en la actualidad, la presencia de placas dentro de la pared arterial se evalúa mejor en los planos axiales. Es necesario familiarizarse con la anatomía en el plano axial y conocer las relaciones entre las diferentes cámaras.⁴³

Se recomienda no borrar los datos crudos (*raw data*), hasta que el estudio no haya sido interpretado y no se requiera información adicional. Para una mejor visualización del árbol coronario en su totalidad, las imágenes son enviadas a una estación de diagnóstico donde se pueden revisar en múltiples formatos de presentación:^{5,16} reconstrucción multiplanar y curvilinear (MPR/CPR) (Fig. 6), máxima intensidad de proyección (MIP) (Fig. 7) o reconstrucción volumétrica (VR, *volume-rendering*) (Fig. 8). Generalmente se

emplean dos formatos de reconstrucción (MPR y MIP) para la interpretación multiplanar y representación 3D: oblicua anterior derecha para la CD, oblicua anterior izquierda para la CI, y oblicua lateral izquierda para las arterias DA y Cx.¹⁶ Desde estas proyecciones básicas se puede angular ligeramente el plano con dirección craneal o caudal para evaluar las diferentes ramas y sus porciones distales.¹⁶ La interpretación se hace siguiendo la nomenclatura modificada de la AHA,⁴⁵ donde el segmento 16 corresponde al

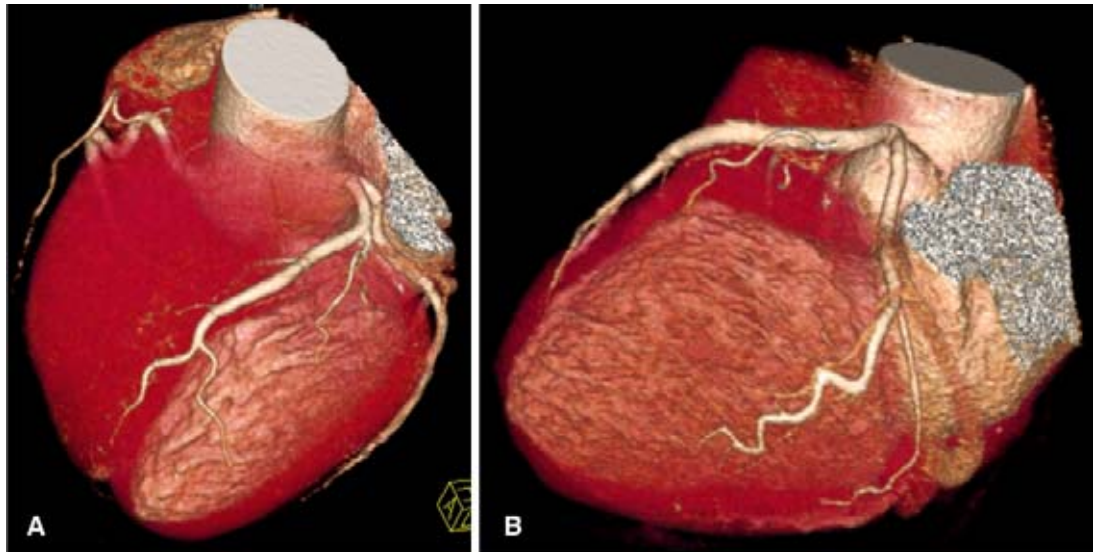


Fig. 8. Reconstrucción volumétrica. A) Se puede observar la arteria coronaria izquierda, y se identifica el trayecto de la arteria descendente anterior y circunfleja. B) Se observa el trayecto de la arteria coronaria derecha.

ramo intermedio. Los hallazgos positivos siempre se deben de corroborar en por lo menos 2 planos ortogonales. La representación de volumen (4D) es especialmente útil para evaluar el trayecto de los puentes coronarios, así como las anomalías y fístulas coronarias.

Actualmente existen múltiples paquetes de software con algoritmos de segmentación y extracción del árbol coronario. Sin embargo, aún no se ha determinado si dichas herramientas incrementan la exactitud del método o mejoran la cuantificación del grado de estenosis.

Finalmente, es importante realizar una revisión completa del estudio, incluyendo el parénquima pulmonar, así como del resto de las estructuras del mediastino (pericardio, aorta, etc.), ya que por reportes previos hasta el 53% de los estudios de angioTC coronaria muestran hallazgos incidentales extracardíacos, de los cuales 0.2% representan enfermedad maligna.⁴⁶

Dosis de radiación

La gran mayoría de los estudios se efectúa con protocolos de reconstrucción retrospectivo, en donde la radiación es aproximadamente 4 veces mayor que en los protocolos prospectivos.⁴⁷ En este tipo de estudios, el paciente avanza hacia el interior del gantry rotatorio, y la radiación emitida por el tubo de rayos-X es continua durante toda la exploración. Si bien, hoy en día no se han establecido cuáles son las dosis de radia-

ción permitidas para los estudios de TC específicos,⁴⁷ uno de los principales retos a los que se enfrenta esta nueva tecnología es la de reducción de la radiación, de tal forma que sea competitiva con otras modalidades como la angiografía invasiva, medicina nuclear, ecocardiografía y la resonancia magnética (RM).

Los cálculos de radiación se pueden representar mediante 3 parámetros:¹³ 1) índice de dosis de TC, 2) producto dosis-longitud, y 3) dosis efectiva. La más empleada es la dosis efectiva, que representa un estimado del riesgo de daño biológico debido a la exposición a radiación ionizante. Las dosis efectivas estimadas para tomógrafos de 4D en el caso del índice de calcio es 1 y 1.3 mSv para hombres y mujeres respectivamente en TCEE, y de 1.5-5.2 y de 1.8-6.2 mSv para hombres y mujeres respectivamente en TCMD. En el caso de TC para cálculo del índice de calcio, la corriente empleada es sensiblemente menor que en la adquisición con MC para angioTC de coronarias. La dosis efectiva en angiografía coronaria con TCEE es de 1.5 y 2 mSv en hombres y mujeres respectivamente, y de 6.7-10.9 mSv para hombres y de 8.1-13 mSv para mujeres en angiografía por TCMD.^{13,47-50} Sin embargo, las dosis efectivas de radiación difieren de manera importante dependiendo del protocolo escogido.⁴⁸

Esta radiación recibida durante una TC de corazón es similar a la recibida durante la exposi-

ción ambiental en un año. El principio que rige a los estudios que emplean radiación es el de ALARA (“as low as reasonably achievable”, tan bajo como sea posible), por lo que las dosis deben de manejarse de manera responsable. A este respecto, la radiación puede disminuirse mediante técnicas de modulación de la corriente generada por el tubo de rayos-X.^{5,51} Estas técnicas de modulación se dividen en dos grupos:

1. Las que modulan la corriente en base a un cálculo de la radiación necesaria que depende de la posición del tubo de rayos-X respecto al eje longitudinal del paciente (eje z) y a los ejes perpendiculares del mismo, es decir, el eje transversal y anteroposterior del paciente (ejes x y y respectivamente). Así, en zonas donde existe mayor tejido, por ejemplo en los hombros, la atenuación de los rayos-X es mayor, por lo que se requiere de mayor radiación; mientras que en otras áreas, por ejemplo en el tercio medio del tórax donde predominan los pulmones, existe menor atenuación de los rayos-X, por lo que se disminuye la radiación emitida por el tubo. Esta modulación de la radiación no genera imágenes con “ruido”. Dado que los FOV tradicionalmente empleados en la angioTC de coronarias únicamente incluyen al corazón, esta técnica de modulación rara vez es utilizada.
2. La segunda técnica de modulación depende del ciclo cardíaco, por ende esta técnica requiere sincronización ECG (*ECG-pulsing*). Durante la sístole cardíaca, fase en la que se presenta la mayor movilidad del corazón, se realiza una disminución de la corriente generada por el tubo de rayos-X; en la diástole, cuando existe la “menor” movilidad, la corriente se mantiene estable, lo cual genera

imágenes con menor “ruido”. Esta técnica permite una reducción de la exposición a la radiación de 35-55%.^{49,52} Con las técnicas de modulación, la radiación efectiva recibida por la TCMD de arterias coronarias sería similar a la de la angiografía diagnóstica convencional que es de aproximadamente 5 mSv y menor a los 15 mSv cuando se practican estudios diagnóstico-terapéuticos.^{5,53} Hoy día se encuentran bajo estudio protocolos de bajo voltaje (120-140 kV) y corriente (125-225 mA).⁴⁸

Finalmente, es importante hacer notar que la reducción de la radiación es inversamente proporcional a la FC. La disminución de la radiación es de aproximadamente el 48% cuando la FC es de 60 lpm y de 28% cuando la FC es de 70 lpm.⁵³

Conclusiones

La TCMD recientemente ha emergido de entre otras tecnologías, como la TCEE y la imagen por RM, como una alternativa práctica a la angiografía coronaria invasiva. La mayor resolución temporal secundaria al incremento en la velocidad de rotación del gantry (< 500 ms por rotación) y a nuevos algoritmos de reconstrucción, así como de la resolución espacial (grosor de corte submilimétrico), aunado a la mayor rapidez de la adquisición debido al aumento del número de detectores en el eje z, han permitido una mejoría significativa en la exactitud diagnóstica de la TCMD de las arterias coronarias. Hoy día existe cada vez más un importante segmento de la población en riesgo para cardiopatía isquémica, en quienes la TCMD de arterias coronarias podría proporcionar de forma no invasiva la información anatómica necesaria con suficiente calidad diagnóstica.

Referencias

1. HILL MN: *New targeted AHA program: cardiovascular care and outcomes*. Circulation 1998; 97: 1221-1222.
2. SCHOENHAGEN P, STILLMAN AE, HALLIBURTON SS, KUZMAK SA, PAINTER T, WHITE RD: *Non-invasive coronary angiography with multi-detector computed tomography: Comparison to conventional X-ray angiography*. Int J Cardiovasc Imag 2005; 21: 63-72.
3. PROUDFIT WL, SHIREY EK, SONES PM JR: *Selective cine coronary arteriography. Correlation with clinical findings in 1,000 patients*. Circulation 1966; 33: 901-910.
4. GARCIA MJ: *Noninvasive Coronary Angiography. Hype or New Paradigm?* JAMA 2005; 293: 2531-2533.
5. SCHOEPF UJ, BECKER CR, OHNESORGE BM, YUCEL EK: *CT of coronary artery disease*. Radiology 2004; 232: 18-37.
6. SCHOEPF UJ, BECKER CR, HOFFMAN LK, KENT YUCEL E: *Multidetector-row CT of the heart*. Radiol Clin N Am 2004; 42: 635-649.

7. BECKER CR: *Coronary CT angiography in symptomatic patients*. Eur Radiol 2005; 15 (Suppl 2): B33-B41.
8. KALENDER WA: *CT: the unexpected evolution of an imaging modality*. Eur Radiol 2005; 15 (suppl 4): D21-D24.
9. KOPP AF, HEUSCHMID M, REIMANN A, KUETTNER A, BECK T, BURGSTAHLER C, ET AL: *Advances in imaging protocols for cardiac MDCT: from 16- to 64-row multidetector computed tomography*. Eur Radiol 2005; 15 (suppl 5): E71-E77.
10. FLOHR TG, MCCOLLOUGH CH, BRUDER H, PETERSILKA M, GRUBER K, SUSS C, ET AL: *First performance evaluation of a dual source-CT (DSCT) system*. Eur Radiol 2006; 16: 256-268.
11. STANFORD W: *Advances in cardiovascular CT imaging: CT clinical imaging*. Int J Cardiovasc Imag 2005; 21: 29-37.
12. SCHOENHAGEN P, HALLIBURTON SS, STILLMAN AE, KUZMAK SA, NISSEN S, MURAT E, ET AL: *Noninvasive imaging of coronary arteries: Current and future role of multi-detector row CT*. Radiology 2004; 232: 7-17.
13. GERBER TM, BREEN JF, KUZO RS, KANTOR B, WILLIAMSON EE, SAFFORD RE, ET AL: *Computed Tomographic Angiography of the Coronary Arteries: Techniques and Applications*. Semin Ultrasound CT MRI 2006; 37: 42-55.
14. WINTERSPERGER BJ, NIKOLAOU K: *Basics of cardiac MDCT: techniques and contrast application*. Eur Radiol 2005; 15 (Suppl 2): B2-B9.
15. BUDOFF MJ, GUL K: *Computed tomographic cardiovascular imaging*. Semin Ultrasound CT MRI 2006; 27: 32-41.
16. LAWLER LP, PANNU HK, FISHMAN EK: *MDCT evaluation of the coronary arteries, 2004: How we do it-Data acquisition, postprocessing, display, and interpretation*. AJR 2005; 184: 1402-1412.
17. RODENWALDT J: *Multislice computed tomography of the coronary arteries*. Eur Radiol 2003; 13: 748-757.
18. PANNU HK, FLOHR TG, CORL FM, FISHMAN EK: *Current concepts in multi-detector row CT evaluation of the coronary arteries: Principles, techniques, and anatomy*. Radiographics 2003; 23 (Suppl 1): S111-S125.
19. NAKANISHI T, KAYASHIMA Y, INOUE R, SUMII K, GOMYO Y: *Pitfalls in 16-detector row CT of the coronary arteries*. Radiographics 2005; 25: 425-438.
20. CHOI HS, CHOI BW, CHOE KO, CHOI D, YOO KJ, KIM MI, ET AL: *Pitfalls, artifacts, and remedies in multi-detector row CT coronary angiography*. Radiographics 2004; 24: 787-800.
21. FUNABASHI N, KOBAYASHI Y, PERLROTH M, RUBIN G: *Coronary artery: quantitative evaluation of normal diameter determined with electron-beam CT compared with cine coronary angiography-initial experience*. Radiology 2003; 226: 263-271.
22. HOCHMAN JS, PHILLIPS WJ, RUGGIERI D, RYAN SF: *The distribution of atherosclerotic lesions in the coronary arterial tree: relation to cardiac risk factors*. Am Heart J 1988; 116: 1217-1222.
23. JOHNSON T, NIKOLAOU K, WINTERSPERGER BJ, LEBER AW, VON ZIEGLER F, RIST C, ET AL: *Dual-source CT cardiac imaging: Initial experience*. Eur Radiol 2006; 16: 1409-1415.
24. HOFFMANN MH, SHI H, MANZKE R, SCHMID FT, DE VRIES L, GRASS M, ET AL: *Noninvasive coronary angiography with 16-detector row CT: Effect of heart rate*. Radiology 2004; 234: 86-97.
25. NIEMAN K, RENSING BJ, VAN GEUNS RJ, VOS J, PATTYNAMA PM, KRESTIN GP, ET AL: *Non-invasive coronary angiography with multislice spiral computed tomography: impact of heart rate*. Heart 2002; 88: 470-474.
26. GIESLER T, BAUM U, ROPERS D, ULZHEIMER S, WENKEL E, MENNICKE M, ET AL: *Noninvasive visualization of coronary arteries using contrast-enhanced multidetector CT: Influence of heart rate on image quality and stenosis detection*. AJR 2002; 179: 911-916.
27. HAMOIR XL, FLOHR T, HAMOIR V, LABAKI L, TRICQUET J, DUHAMEL A, ET AL: *Coronary arteries: assessment of image quality and optimal reconstruction window in retrospective ECG-gated multislice CT at 375-ms gantry rotation time*. Eur Radiol 2005; 15: 296-304.
28. SHINE SHIM S, KIM Y, MEE LIM S: *Improvement of image quality with β -blocker premedication on ECG-gated 16-MDCT coronary angiography*. AJR 2005; 184: 649-654.
29. ZHANG SZ, HU, XH, ZHANG QW, HUANG WX: *Evaluation of computed tomography coronary angiography in patients with a high heart rate using 16-slice spiral computed tomography with 0.37-s gantry rotation time*. Eur Radiol 2005; 15: 1105-1109.
30. LEBER AW, KNEZ A, VON ZIEGLER F, BECKER A, NIKOLAOU K, PAUL S, ET AL: *Quantification of obstructive and nonobstructive coronary lesions by 64-slice computed tomography: A comparative study with quantitative coronary angiography and intravascular ultrasound*. J Am Coll Cardiol 2005; 46: 147-154.
31. PANNU HK, ALVAREZ W, FISHMAN EK: *β -blockers for cardiac CT: A primer for the radiologist*. AJR 2006; 186: S341-S345.
32. HEUSCHMID M, KUETTNER A, SCHROEDER S, TRABOLD T, FEYER A, SEEMANN MD, ET AL: *ECG-gated 16-MDCT of the coronary arteries: Assessment of image quality and accuracy in detecting stenoses*. AJR 2005; 184: 1413-1419.
33. WOODARD PK, BHALLA S, JAVIDAN-NEJAD C, GUTIERREZ FR: *Non-coronary cardiac CT imaging*. Semin Ultrasound CT MR 2006; 27: 56-75.
34. CADEMARTIRI F, MOLLET N, VAN DEL LUGT A, NIEMAN K, PATTYNAMA PM, DE FEYTER PJ, ET AL: *Non-*

- invasive 16-row multislice CT coronary angiography: usefulness of saline chaser.* Eur Radiol 2004; 14: 178-183.
35. CADEMARTIRI F, MOLLET NR, VAN DER LUGT A, MCFADDEN E, STIJNEN T, DE FEYTER PJ, ET AL: *Intravenous contrast material administration at helical 16-detector row CT coronary angiography: Effect of iodine concentration on vascular attenuation.* Radiology 2005; 236: 661-665.
 36. BECKER CR, HONG C, KNEZ A, LEBER A, BRUENING R, SCHOEPP UJ, ET AL: *Optimal contrast application for cardiac 4-detector-row computed tomography.* Invest Radiol 2003; 38: 690-94.
 37. HEUSCHMID M, ROTHFUSS JK, SCHROEDER S, FENCHEL M, STAUDER N, BURGSTALLER C, ET AL: *Assessment of left ventricular myocardial function using 16-slice multidetector-row computed tomography: Comparison with magnetic resonance imaging and echocardiography.* Eur Radiol 2006; 16: 551-559.
 38. KOCH K, OELLIG F, OBERHOLZER K, BENDER P, KUNZ P, MILDENBERGER P: *Assessment of right ventricular function by 16-detector-row CT: comparison with magnetic resonance imaging.* Eur Radiol 2005; 15: 312-318.
 39. CADEMARTIRI F, VAN DER LUGT A, LUCCICHENTI G, PAVONE P, KRESTIN GP: *Parameters affecting bolus geometry in CTA.* J Comput Assist Tomogr 2002; 26: 598-607.
 40. CADEMARTIRI F, NIEMAN K, VAN DER LUGT A, RAAIJMAKERS RH, MOLLET N, PATTYNAMA P, ET AL: *Intravenous contrast material administration at 16-detector row helical CT coronary angiography: Test bolus versus Bolus-tracking technique.* Radiology 2004; 233: 817-823.
 41. ACHENBACH S, ROPERS D, HOLLE J, MUSCHIOLE G, DANIEL WG, MOSHAGE W: *In-plane coronary arterial motion velocity: Measurement with electron-beam CT.* Radiology 2000; 215: 457-463.
 42. KOPP AF, SCHROEDER S, KUETTNER A, HEUSCHMID M, GEROG C, OHNESORGE B, ET AL: *Coronary arteries: retrospectively ECG-gated multi-detector row CT angiography with selective optimization of the image reconstruction window.* Radiology 2001; 221: 683-688.
 43. PUGLIESE F, CADEMARTIRI F, VAN MIEGHEM C, MEIJBOOM WB, MALAGUTTI P, MOLLET NR, ET AL: *Multidetector CT for visualization of coronary stents.* Radiographics 2006; 26: 887-904.
 44. BOXT LM: *CT anatomy of the heart.* Int J Cardiovasc Imag 2005; 21: 13-27.
 45. SCANLON PJ, FAXON DP, AUDET AM, CARABELLO B, DEHMER GJ, EAGLE KA, ET AL: *ACC/AHA guidelines for coronary angiography: executive summary and recommendations-a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (Committee on Coronary Angiography) developed in collaboration with the Society for Cardiac Angiography and Interventions.* Circulation 1999; 99: 2345-2357.
 46. HUNOLD P, SCHERMUND A, SEIBEL RM, GRONEMEYER DH, ERBEL R: *Prevalence and clinical significance of accidental findings in electron-beam tomographic scans for coronary artery calcification.* Eur Heart J 2001; 22: 1748-1758.
 47. MORIN RL, GERBER TC, MCCOLLOUGH CH: *Radiation dose in computed tomography of the heart.* Circulation 2003; 107: 917-922.
 48. HUNOLD P, VOGT FM, SCHERMUND A, DEBATIN JF, KERKHOFF G, BUDDE T, ET AL: *Radiation exposure during cardiac CT: Effective doses at multidetector row CT and electron-beam CT.* Radiology 2003; 226: 145-152.
 49. JAKOBS TF, BECKER CR, OHNESORGE B, FLOHR T, SUESS C, SCHOEPP 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: 1081-1086.
 50. HABERL R, TITTS J, BÖHME E, CZERNIK A, RICHARTZ BM, BACK J, ET AL: *Multislice spiral computed tomographic angiography of coronary arteries in patients with suspected coronary artery disease: An effective filter before catheter angiography?* Am Heart J 2005; 149: 1112-1119.
 51. MCCOLLOUGH CH, BRUESEWITZ MR, KOFLER JM: *CT dose reduction and dose management tools: Overview of available options.* Radiographics 2006; 26: 503-512.
 52. KUETTNER A, TRABOLD T, SCHROEDER S, FEYER A, BECK T, BRUECKNER A, ET AL: *Noninvasive detection of coronary lesions using 16-detector multislice spiral computed tomography technology: Initial clinical results.* J Am Coll Cardiol 2004; 44: 1230-1237.
 53. BETSOU S, EFSTATHOPOULOS EP, KATRITSIS D, FAULKNER K, PANAYIOTAKIS G: *Patient radiation doses during cardiac catheterization procedures.* Br J Radiol 1998; 71: 634-639.