

# Angiografía coronaria por tomografía computarizada multidetector con gatillado electrocardiográfico prospectivo. Análisis de la calidad de imagen y de la dosis de radiación

PATRICIA CARRASCOSA\*,<sup>1</sup>, CARLOS CAPUÑAY\*\*,<sup>1</sup>, ALEJANDRO DEVIGGIANO<sup>1</sup>, CARLOS D. TAJER<sup>MTSAC</sup>,<sup>1</sup>, JAVIER VALLEJOS\*\*,<sup>1</sup>, ALEJANDRO GOLDSMIT<sup>2</sup>, MARIO J. GARCÍA<sup>#</sup>,<sup>3</sup>

Recibido: 18/05/2009  
Aceptado: 17/06/2009

**Dirección para separatas:**  
Patricia Carrascosa  
Av. Maipú 1668  
(B1602ABQ) Vicente López  
Pcia. de Buenos Aires, Argentina  
Tel. 54-11-4837-7777 ext 1268  
e-mail: investigacion@  
diagnosticomaipu.com.ar

## RESUMEN

### Introducción

La angiografía coronaria por tomografía computarizada multidetector (ACTCM) se ha convertido en una herramienta diagnóstica útil para la cuantificación directa de la estenosis coronaria, la identificación de anomalías coronarias y la evaluación de *bypass*. Pese a que su valor clínico en ocasiones se ve cuestionado debido a la dosis de radiación efectiva (DRE) que recibe cada paciente, ésta no es mayor que la de otros estudios. No obstante, es motivo de permanente preocupación la búsqueda de diferentes estrategias para reducir la DRE sin detrimento de la calidad de imagen y de la certeza diagnóstica.

### Objetivos

Determinar la calidad de imagen y la dosis de radiación efectiva (DRE) de los estudios de angiografía coronaria por tomografía computarizada multidetector realizados con gatillado electrocardiográfico prospectivo (ACTCM-P) (emisión de radiación sincronizada con la fase diastólica) en comparación con la técnica de adquisición con gatillado retrospectivo (ACTCM-R) (emisión durante todo el ciclo cardíaco) y, en forma preliminar, su certeza diagnóstica en relación con la cinecoronariografía digital invasiva (CCG).

### Material y métodos

Cincuenta pacientes consecutivos con sospecha de enfermedad coronaria y ritmo sinusal fueron estudiados con ACTCM-P y comparados con un grupo control al que se le realizó una ACTCM-R. La calidad de imagen fue analizada por dos observadores. Se determinaron la concordancia interobservador y la DRE. En 30 pacientes se evaluó la certeza diagnóstica de la ACTCM-P para la detección de estenosis > 50% en comparación con la CCG.

### Resultados

No hubo diferencias significativas en la calidad de imagen entre los dos grupos. La concordancia interobservador fue:  $k = 0,92$ . La DRE media de la ACTCM-P fue de 3,5 mSv en comparación con 12,9 y 9,7 mSv de la ACTCM-R sin modulación del tubo de rayos X y con ella, respectivamente. En el análisis por paciente incluyendo todos los segmentos, la sensibilidad, la especificidad y el valor predictivo positivo y negativo de la ACTCM-P para la detección de estenosis fueron del 94,74%, 81,82%, 90% y 90%, respectivamente.

### Conclusión

Nuestra experiencia inicial demostró que la ACTCM-P brinda una reducción sustancial de la DRE con una calidad de imagen comparable a la de la ACTCM-R en una población seleccionada.

REV ARGENT CARDIOL 2009;77:259-267.

**Palabras clave** > Angiografía coronaria - Tomografía - Estenosis coronaria - Dosificación de radiación

<b>Abreviaturas</b> >	<b>ACTCM</b> Angiografía coronaria por tomografía computarizada multidetector	<b>CCG</b> Cinecoronariografía digital invasiva
	<b>ACTCM-P</b> Angiografía coronaria por tomografía computarizada multidetector con gatillado electrocardiográfico prospectivo	<b>DRE</b> Dosis de radiación efectiva
	<b>ACTCM-R</b> Angiografía coronaria por tomografía computarizada multidetector con gatillado electrocardiográfico retrospectivo	<b>IMC</b> Índice de masa corporal
		<b>lpm</b> Latidos por minuto
		<b>TC</b> Tomografía computarizada

<sup>MTSAC</sup> Miembro Titular de la Sociedad Argentina de Cardiología

\* Miembro Titular de la Sociedad Argentina de Radiología

\*\* Miembro de la Sociedad Argentina de Radiología

# Miembro del American College of Physicians, del American Heart Association Circulation Council y del American College of Cardiology

<sup>1</sup> Diagnóstico Maipú, Vicente López, Buenos Aires, Argentina

<sup>2</sup> Médico Hemodinamista. Sanatorio Güemes, Ciudad Autónoma de Buenos Aires, Argentina

<sup>3</sup> Mount Sinai Medical Center, NY, USA

## INTRODUCCIÓN

La enfermedad coronaria continúa siendo la causa principal de morbilidad y mortalidad en los países desarrollados y en vías de desarrollo. Con el avance tecnológico de la última década, la angiografía coronaria por tomografía computarizada multidetector (ACTCM) se ha convertido en una herramienta diagnóstica útil para la cuantificación directa de la estenosis coronaria, la identificación de anomalías coronarias y la evaluación de *bypass*. (1-5) Pese a ello, en ocasiones su valor clínico se ve cuestionado debido a la dosis de radiación efectiva (DRE) que recibe cada paciente, lo que limitaría la repetición de estos estudios para el seguimiento. Sin embargo, es importante señalar que la DRE no es mayor que la de otros estudios, como la tomografía computarizada (TC) de tórax (hasta 18 mSv), la TC de abdomen (hasta 25 mSv), la TC de pelvis (hasta 10 mSv) o la TC de *emisión simple de fotones* (SPECT) reposo-esfuerzo con tecnecio *99m-sestamibi* (9 mSv) o talio 201 (41 mSv). (6) No obstante, en el ámbito cardiológico, como también entre los diferentes fabricantes de equipamiento, es motivo de permanente preocupación la búsqueda de diferentes estrategias para reducir la DRE sin detrimento en la calidad de imagen y en la certeza diagnóstica. (4, 7-9)

En la actualidad, la DRE para la evaluación con ACTCM de las arterias coronarias nativas realizada con técnica de adquisición helicoidal con gatillado electrocardiográfico retrospectivo (ACTCM-R) en equipos de 64 filas de detectores oscila entre 8 y 20 mSv. (7) Una de las estrategias propuestas fue la técnica de modulación de corriente del tubo de rayos X, que permite una reducción de la DRE de entre el 30% y el 40%. (8, 9) Sin embargo, se ha desarrollado un nuevo enfoque para lograr una reducción mayor de la DRE. Con esta técnica de adquisición axial con gatillado electrocardiográfico prospectivo (ACTCM-P), en la cual el tubo de rayos X sólo emite radiación durante la fase fisiológica de menor movimiento cardíaco, hay una reducción notoria de la DRE que recibe el paciente y que oscila entre el 70% y el 80%. Al presente se están explorando su calidad de imagen y su certeza diagnóstica. (10-15)

El objetivo principal de este trabajo fue determinar la calidad de imagen y la DRE de la ACTCM-P en comparación con la ACTCM-R. En un subgrupo de pacientes se estableció también, en un análisis preliminar, la certeza diagnóstica de la ACTCM-P en comparación con cinecoronariografía digital invasiva (CCG).

## MATERIAL Y MÉTODOS

El protocolo de estudio fue aprobado por el Comité de Ética institucional. De abril a noviembre de 2008, 50 pacientes consecutivos derivados a nuestra institución para la exclusión de enfermedad coronaria fueron estudiados con ACTCM-P, para lo cual se utilizó un *software* disponible de

uso comercial (Step & Shoot Cardiac; Philips Medical Systems, Cleveland, OH, USA). Se incluyeron los pacientes con ritmo sinusal, sin antecedentes de cirugía de revascularización miocárdica, índice de masa corporal (IMC) < 35 y sin criterios de exclusión para la realización de estudios con contraste yodado, incluidos valores de creatinina sérica mayor de 1,5 mg/ml y antecedentes de hipersensibilidad al yodo.

Un segundo grupo de 50 pacientes a los que se les efectuó un estudio de ACTCM-R fue seleccionado de nuestra base de datos de acuerdo con criterios de edad, sexo, IMC y frecuencia cardíaca similares a los del primer grupo para su comparación. En 11 pacientes, los estudios se realizaron con modulación de la corriente del tubo de rayos X.

Treinta de los 50 pacientes estudiados con ACTCM-P también fueron evaluados con una CCG posterior a la tomografía.

## Protocolo de ACTCM

Todos los estudios de ACTCM se realizaron con un tomógrafo de 64 filas de detectores (Brilliance CT64; Philips Medical Systems, Cleveland, OH, USA). Los pacientes con una frecuencia cardíaca > 60 latidos por minuto (lpm) recibieron 50-100 mg de metoprolol (Belozok; AstraZeneca S.A., Buenos Aires, Argentina), por vía oral, la noche previa y una hora antes de la adquisición de las imágenes. Si la frecuencia cardíaca permanecía > 60 lpm en el momento del estudio, se administraba propranolol (Oposim Richet; Laboratorios Richet S.A., Buenos Aires, Argentina) por vía intravenosa en alícuotas de 2 mg hasta un total de 10 mg para alcanzar la frecuencia cardíaca deseada < 60 lpm. Además, todos los pacientes recibieron una dosis única de 2,5 mg de dinitrato de isosorbide (Isordil; Wyeth S.A., Buenos Aires, Argentina) sublingual 3 minutos antes del inicio del *scan*.

La ACTCM-P se caracteriza por la emisión de radiación sincronizada con la fase diastólica del ciclo cardíaco. Los parámetros de adquisición fueron: colimación, 64 × 0,625 mm; corrida de mesa, 31,2 mm; tiempo de rotación del *gantry*, 400 mseg; 120 kV y 150-210 mA con dependencia del IMC del paciente (Tabla 1). Con una cobertura en el eje z de 40 mm, el área cardíaca se estudió con 4-5 paquetes de imágenes. En la ACTCM-R, la emisión de radiación se produce durante todo el ciclo cardíaco. Los parámetros de adquisición fueron: colimación, 64 × 0,625 mm; *pitch*, 0,2; tiempo de rotación del *gantry*, 400 mseg; 120 kV, 800-1.050 mA y modulación de la corriente del tubo de rayos X en pacientes con frecuencia cardíaca previa a la adquisición de las imágenes < 60 lpm.

El protocolo de inyección del contraste fue el mismo en ambos grupos. Se administró un volumen promedio de 80 ml (1,1 ml/kg de peso) de contraste yodado no iónico (Xenetix [iobitridol], 350mg I/ml, Guerbet SA, Francia) por vía intravenosa, a través de un catéter vascular de 18 G colocado en la vena antecubital a un flujo de 5-6 ml/seg, seguido de 30 ml de solución fisiológica a 2,5 ml/seg. La adquisición de las imágenes se sincronizó con el pico de realce vascular a nivel de la aorta para asegurar una opacificación correcta de las arterias coronarias.

En ambos grupos, las imágenes axiales se reconstruyeron con un espesor de corte de 0,9 mm y un intervalo de 0,45 mm, con el empleo de un filtro de reconstrucción estándar (Kernel CC).

## Protocolo de CCG

Los estudios de CCG se efectuaron dentro de los 15 días del estudio de ACTCM. Todos los pacientes recibieron aspirina (100-325 mg/día) durante las 72 horas previas y heparina

**Tabla 1.** Algoritmo de adquisición y dosis de radiación efectiva de los estudios de angiografía coronaria por tomografía computarizada multidetector realizados con técnica de adquisición con gatillado electrocardiográfico prospectivo

IMC	Técnica	CTDI (mGy.cm)	Dosis de radiación efectiva (mSv)	n
≤ 21,9	120 kV - 150 mA	11,3	2,57	2
22-24,9	120 kV - 180 mA	13,6	3,17	5
≥ 25	120 kV - 210 mA	15,8	3,62	43

IMC: Índice de masa corporal. CTDI: Índice de dosis de tomografía computarizada. n: Número de pacientes.

no fraccionada (70 UI/kg) y 0,2 mg de nitroglicerina intraarterial inmediatamente antes de la realización del procedimiento, el cual se efectuó bajo guía fluoroscópica por vía transfemoral según la técnica de Judkins.

### Análisis de las imágenes

Las imágenes se evaluaron en una estación de trabajo (Brilliance Workspace, Philips Medical Systems, Cleveland, OH, USA) en plano axial y multiplanar con un programa de análisis específico para estudios cardíacos (Cardiac Viewer and Comprehensive Cardiac Analysis; Philips Medical Systems, Cleveland, OH, USA).

Dos observadores con experiencia analizaron en forma subjetiva la calidad de imagen en todas las arterias coronarias en cada paciente con una escala ordinal de 0 a 4 (0, no evaluables; 1, artefactos importantes - mala calidad de imagen; 2, artefactos moderados - calidad de imagen aceptable; 3, artefactos leves - buena calidad de imagen; 4, sin artefactos - excelente calidad de imagen). Los valores 0 y 1 se consideraron no diagnósticos.

Para obtener un índice objetivo de la calidad de la imagen se determinaron el ruido de la imagen y los índices contraste-ruido y señal-ruido. El ruido de la imagen corresponde a la desviación estándar de los valores de densidad determinados a nivel de la luz del ventrículo izquierdo (en unidades Hounsfield). El índice contraste-ruido se definió como la diferencia entre la densidad media de la luz del ventrículo izquierdo y la densidad media de la pared del ventrículo, dividido por el ruido de la imagen. El índice señal-ruido se obtuvo del cociente entre los valores de densidad media del lumen vascular determinado en la arteria coronaria derecha y el tronco coronario izquierdo y la desviación estándar de esos valores. (16)

En el subgrupo de pacientes con CCG se determinó la certeza diagnóstica de la ACTCM-P para la detección de estenosis coronaria > 50% en base a un análisis por segmento, por arteria (al menos una estenosis identificada en la arteria) y por paciente (al menos una estenosis identificada en el paciente).

Para el análisis se utilizó un modelo de 17 segmentos coronarios: arteria coronaria derecha, segmentos 1-5; tronco coronario izquierdo, segmento 6; arteria descendente anterior, segmentos 7-11; arteria circunfleja, segmentos 12-16; ramo intermedio, segmento 17. (17)

### Dosis de radiación efectiva

La DRE de la ACTCM se calculó multiplicando el producto de la longitud del *scan* y la dosis de radiación aplicada (*dose length product*, DLP) por el coeficiente de conversión correspondiente para el tórax ( $k = 0,017$  mSv/mGy.cm), según lo propuesto por las Guías en Criterios de Calidad de Tomografía Computarizada del grupo de trabajo europeo. (18)

### Análisis estadístico

Las variables cuantitativas se expresaron como medias  $\pm$  desviación estándar (DE). Para comparar la calidad de ima-

gen se emplearon la prueba de Wilcoxon y la prueba de las proporciones. Para comparar las características basales de los pacientes, la DRE y la evaluación cuantitativa de la calidad de imagen entre ambos grupos se utilizó la prueba de la *t* de Student. El nivel de significación se estableció en  $p < 0,05$  y el intervalo de confianza en el 95%. La concordancia interobservador se determinó utilizando el índice de kappa ponderado. La determinación de la sensibilidad, la especificidad, el valor predictivo positivo y el valor predictivo negativo junto con los intervalos de confianza del 95% para la cuantificación del grado de estenosis coronaria se llevó a cabo mediante el método exacto binomial. El resultado de la angiografía coronaria se utilizó como valor de referencia. Primero se realizó un análisis por segmento, por arteria y por paciente sólo con los segmentos coronarios con calidad diagnóstica. En un segundo análisis, la certeza diagnóstica se calculó incluyendo todos los segmentos coronarios independientemente de su calidad. Los segmentos no diagnósticos se consideraron positivos para estenosis. (19) Los análisis se efectuaron con el *software* de estadística StatsDirect (Version 2.6.5, Altrincham, UK).

## RESULTADOS

Todos los estudios de ACTCM-P se realizaron en forma satisfactoria. No se observaron reacciones adversas a la administración de nitritos sublinguales ni al uso contraste yodado. El número de paquetes de adquisición de imágenes necesario para abarcar la totalidad de la silueta cardíaca fue de 4 en 34 pacientes (68%) y de 5 en 16 (32%). El tiempo promedio de exploración fue de  $8,32 \pm 1,80$  seg (rango 12,28-5,58). La frecuencia cardíaca media fue de  $56 \pm 3,6$  lpm (rango 45-63). No hubo diferencias significativas entre los dos grupos de estudio en relación con el sexo, la edad, el IMC, la frecuencia cardíaca y el motivo de realización del examen (Tabla 2).

### Evaluación de la calidad de imagen

En la evaluación subjetiva no hubo diferencias significativas en cuanto a la calidad de imagen entre los dos grupos de pacientes para cada uno de los segmentos coronarios ( $p > 0,05$ ). La concordancia interobservador para la determinación de la calidad de imagen de todos los segmentos coronarios fue muy buena ( $k = 0,92$ ). Tampoco se observaron diferencias significativas en los índices cuantitativos de la evaluación de la calidad de imagen (Tablas 2 y 3).

Con los estudios de ACTCM-P se evaluaron en total 776 segmentos coronarios. Hubo 74 segmentos coronarios ausentes debido a variantes en la anatomía coronaria. De los 776 segmentos coronarios, 761

	Técnica axial prospectiva	Técnica helicoidal retrospectiva	p
Pacientes	50	50	
Sexo (masculino/femenino)	38/12	35/15	0,51
Edad (años)	60,6 ± 5,4 (51-69)	61,3 ± 5,4 (50-71)	0,50
IMC	27,7 ± 2,0 (22,5-33,2)	27,9 ± 2,3 (22,7-34,1)	0,79
Frecuencia cardíaca media (lpm)	56,7 ± 3,6 (45-63)	57,8 ± 3,7 (49-65)	0,08
Indicaciones de ACTCM			
Riesgo cardiovascular elevado	9 (18%)	12 (24%)	0,46
Dolor de pecho	15 (30%)	16 (32%)	0,82
Estudio de esfuerzo positivo	8 (16%)	7 (14%)	0,77
Estudio de esfuerzo discordante o no diagnóstico	18 (36%)	15 (30%)	0,52
Ruido de la imagen (UH)	43,3 ± 12,0	39,9 ± 9,2	0,12
Índice señal-ruido	12,6 ± 5,9	12,1 ± 4,7	0,51
Índice contraste-ruido	5,4 ± 1,6	5,9 ± 1,3	0,08

**Tabla 2.** Características de los pacientes evaluados con ACTCM

ACTCM: Angiografía coronaria por tomografía computarizada multidetector. IMC: Índice de masa corporal. lpm: latidos por minuto. UH: Unidades Hounsfield.

**Tabla 3.** Determinación de la calidad de imagen en cada segmento coronario en ambos grupos y la concordancia interobservador

Segmentos	Observador 1					Observador 2					k	IC 95%
	ACTCM-P		ACTCM-R		p	ACTCM-P		ACTCM-R		p		
	Mediana	Rango	Mediana	Rango		Mediana	Rango	Mediana	Rango			
1	4	1-4	4	3-4	0,68	4	1-4	4	3-4	0,54	0,95	0,73 a 1,17
2	4	0-4	4	2-4	0,58	4	0-4	4	2-4	0,58	1	0,81 a 1,19
3	4	0-4	4	1-4	0,19	4	0-4	4	1-4	0,19	1	0,82 a 1,18
4	4	0-4	4	0-4	0,33	4	0-4	4	0-4	0,39	0,97	0,78 a 1,16
5	4	0-4	4	1-4	0,15	4	0-4	4	1-4	0,38	0,80	0,63 a 0,97
6	4	3-4	4	3-4	0,99	4	3-4	4	3-4	0,99	1	0,80 a 1,20
7	4	3-4	4	3-4	0,56	4	3-4	4	3-4	0,56	1	0,72 a 1,28
8	4	0-4	4	3-4	0,11	4	0-4	4	3-4	0,11	1	0,75 a 1,25
9	4	2-4	4	2-4	0,84	4	2-4	4	2-4	0,69	0,93	0,74 a 1,2
10	4	0-4	4	3-4	0,84	4	0-4	4	3-4	0,84	1	0,80 a 1,20
11	4	3-4	4	3-4	0,31	4	3-4	4	3-4	0,08	1	0,80 a 1,20
12	4	0-4	4	3-4	0,10	4	0-4	4	3-4	0,06	0,95	0,73 a 1,17
13	4	2-4	4	3-4	0,84	4	2-4	4	3-4	0,69	0,64	0,41 a 0,86
14	4	2-4	4	3-4	0,16	4	2-4	4	3-4	0,16	1	0,76 a 1,24
15	4	2-4	4	3-4	0,47	4	1-4	4	2-4	0,56	0,87	0,69 a 1,05
16	4	2-4	4	2-4	0,74	4	2-4	4	2-4	0,99	0,76	0,59 a 0,93
17	4	3-4	4	3-4	0,99	4	3-4	4	3-4	0,75	0,94	0,70 a 1,18
											0,92	0,86 a 0,97

ACTCM-P: Angiografía coronaria por tomografía computarizada multidetector realizada con técnica de adquisición con gatillado electrocardiográfico prospectivo. ACTCM-R: Angiografía coronaria por tomografía computarizada multidetector realizada con técnica de adquisición con gatillado electrocardiográfico retrospectivo. k: Coeficiente kappa de Cohen ponderado.

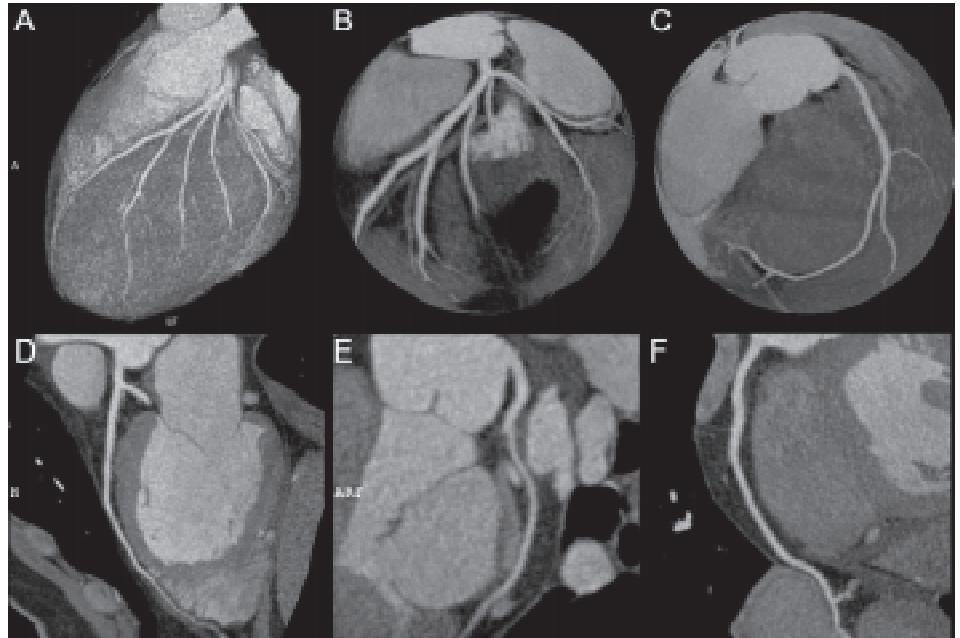
(98,1%) se interpretaron con calidad de imagen diagnóstica (valores 2-4) y 15 segmentos coronarios (1,9%) con calidad de imagen no diagnóstica (valores 0-1). Los motivos de una calidad de imagen no diagnóstica fueron artefactos generados por el movimiento cardíaco en 10 segmentos (66,7%), artefactos de transición de las imágenes propios de la técnica prospectiva en 4 segmentos (26,7%) y calcificación importante en 1 segmento (6,6%). Las Figuras 1 y 2 son ejemplos de imágenes generadas en los estudios de ACTCM-P, que

demuestran la calidad de imagen, así como los artefactos por transición generados a nivel de las arterias coronarias.

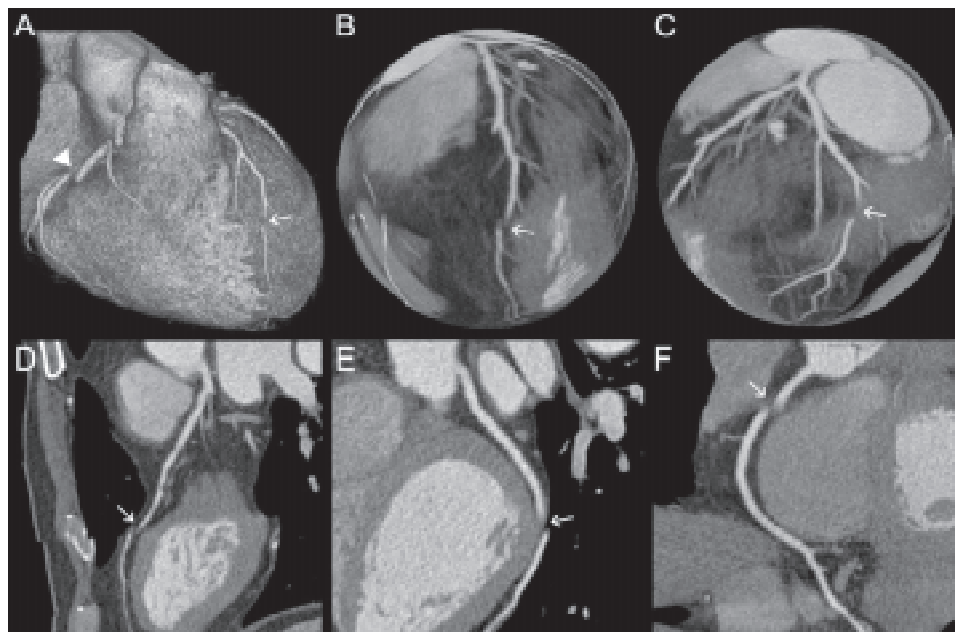
#### Dosis de radiación

La DRE (media  $\pm$  DE) con la técnica de ACTCM-P fue de  $3,5 \pm 0,45$  mSv en comparación con  $12,9 \pm 1,33$  mSv con la ACTCM-R sin modulación en la corriente del tubo y  $9,7 \pm 1,77$  mSv con la ACTCM-R con modulación (Figura 3). Con la técnica de adquisi-

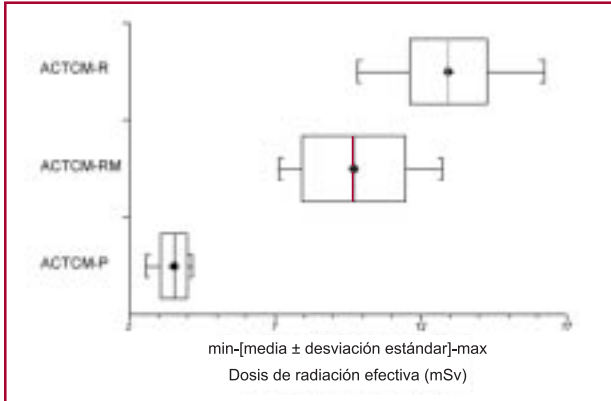
**Fig. 1.** Angiografía coronaria por tomografía computarizada multidetector realizada con técnica de adquisición con gatillado electrocardiográfico prospectivo en una mujer de 53 años con estudio funcional no diagnóstico. Se observa una calidad de imagen excelente en todos los segmentos coronarios. **A.** Reconstrucción 3D *volume rendering* del árbol coronario izquierdo. **B.** Vista 3D con técnica de máxima intensidad de proyección del árbol coronario izquierdo. **C.** Vista 3D con técnica de máxima intensidad de proyección de la arteria coronaria derecha. **D.** Reconstrucción multiplanar curva de la arteria descendente anterior. **E.** Reconstrucción multiplanar curva de la arteria circunfleja. **F.** Reconstrucción multiplanar curva de la arteria coronaria derecha.



**Fig. 2.** Angiografía coronaria por tomografía computarizada multidetector realizada con técnica de adquisición con gatillado electrocardiográfico prospectivo. Se identifican artefactos de transición propios de la técnica prospectiva en los segmentos 1, 9 y 14. El resto de los segmentos coronarios muestran una calidad de imagen excelente. **A.** Reconstrucción 3D *volume rendering* que muestra los artefactos de transición en la arteria coronaria derecha, segmento 1 (cabeza de flecha) y en la arteria descendente anterior, segmento 9 (flecha). **B.** Vista 3D con técnica de máxima intensidad de proyección que muestra los artefactos de transición en la arteria descendente anterior (flecha). **C.** Vista 3D con técnica de máxima intensidad de proyección que muestra los artefactos de transición en la arteria circunfleja, segmento 14 (flecha). **D.** Reconstrucción multiplanar curva de la arteria descendente anterior. **E.** Reconstrucción multiplanar curva de la arteria circunfleja. **F.** Reconstrucción multiplanar curva de la arteria coronaria derecha.



ción con gatillado electrocardiográfico prospectivo se obtuvo una reducción de la dosis media de radiación del 73% en comparación con las técnicas de adquisición retrospectivas sin modulación de la corriente del tubo y del 64% en comparación con la técnica de adquisición retrospectiva con modulación. El ahorro de DRE obtenida mediante la adaptación del kilovoltaje y del miliamperaje de acuerdo con el IMC de cada paciente se encuentra detallado en la Tabla 1.



**Fig. 3.** Gráfico de cajas que muestran las dosis de radiación efectiva de cada una de las técnicas de adquisición para estudios de angiografía coronaria por tomografía computarizada multidetector (ACTCM). Con la técnica de adquisición con gatillado electrocardiográfico prospectivo (ACTCM-P), la dosis de radiación efectiva fue de  $3,5 \pm 0,45$  mSv en comparación con  $9,7 \pm 1,77$  mSv en los estudios con técnica de adquisición con gatillado retrospectivo con modulación (ACTCM-RM) y  $12,9 \pm 1,33$  mSv sin modulación de la corriente del tubo de rayos X (ACTCM-R).

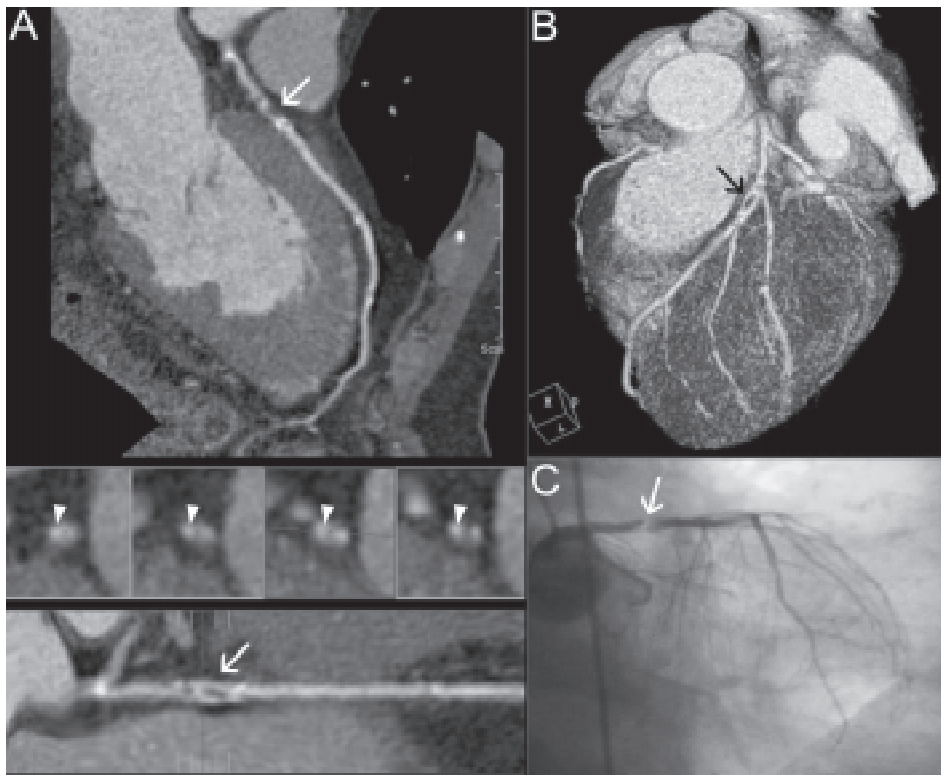
**Evaluación de la certeza diagnóstica**

La CCG identificó 71 estenosis coronarias > 50% en 20/30 pacientes (66,67%). Se detectó enfermedad de un vaso en 5/30 pacientes (16,7%), de dos vasos en 12/30 (40%) y de tres vasos en 3/30 (10%). Se excluyó estenosis coronaria > 50% en 10/30 pacientes (33,3%).

La ACTCM-P identificó un total de 470 segmentos coronarios. Cuarenta segmentos no estuvieron presentes por variantes en la anatomía. De los 470 segmentos, 463 (98,5%) se consideraron diagnósticos en 25/30 pacientes (83,3%), en tanto que 7 segmentos (1,5%) en 5 pacientes (16,7%) se interpretaron como no diagnósticos (Figura 4). Incluyendo sólo los segmentos con calidad diagnóstica en el análisis, la ACTCM-P mostró en el análisis por segmento, por arteria y por paciente una sensibilidad del 92,65%, 94,29% y 94,74% y una especificidad del 97,72%, 96,55% y 100%, respectivamente. En la evaluación incluyendo todos los segmentos coronarios independientemente de la calidad, el análisis por segmento, por arteria y por paciente mostró una sensibilidad del 92,75%, 94,44% y 94,74% y una especificidad del 96,26%, 94,38% y 81,82%, respectivamente. En la Tabla 4 se detallan los resultados estadísticos.

**DISCUSIÓN**

En nuestro trabajo, los exámenes de ACTCM-P realizados en un tomógrafo de 64 filas de detectores brindaron una calidad de imagen equivalente a la lograda con las técnicas de adquisición con gatillado retrospectivo en pacientes con frecuencia cardíaca baja y



**Fig. 4.** Angiografía coronaria por tomografía computarizada multidetector realizada con técnica de adquisición con gatillado electrocardiográfico prospectivo en un hombre de 62 años con antecedentes de síndrome de dolor torácico. **A.** Reconstrucción multiplanar curva y cortes ortogonales al eje del vaso (*abajo*) que muestran placa mixta con remodelación positiva a nivel del tercio proximal de la arteria descendente anterior que produce una estenosis grave (*flecha*). La cabeza de flecha muestra la luz coronaria. **B.** Reconstrucción 3D *volume rendering*. **C.** Cinecoronariografía digital invasiva.

**Tabla 4.** Certeza diagnóstica de la ACTCM-P para la determinación de estenosis coronaria > 50% en correlación con cinecoronariografía digital invasiva

	Análisis incluyendo sólo segmentos con calidad diagnóstica			Análisis incluyendo todos los segmentos coronarios*		
	Por segmentos	Por arteria	Por paciente	Por segmentos	Por arteria	Por paciente
VP	63	33	18	64	34	18
VN	386	84	9	386	84	9
FP	9	3	0	15	5	2
FN	5	2	1	5	2	1
Sensibilidad	92,65% (83,67-97,57)	94,29% (80,84-99,3)	94,74% (73,97-99,87)	92,75% (83,89-97,61)	94,44% (81,34-99,32)	94,74% (73,97-99,87)
Especificidad	97,72% (95,72-98,95)	96,55% (90,25-99,28)	100% (66,37-100)	96,26% (93,91-97,89)	94,38% (87,37-98,15)	81,82% (48,22-97,72)
VPP	87,5% (77,59-94,12)	91,67% (77,53-98,25)	100% (81,47-100)	81,01% (70,62-88,97)	97,18% (72,57-95,7)	90% (68,3-98,77)
VPN	98,72% (97,04-99,58)	97,67% (91,85-99,72)	90% (55,5-99,75)	98,72% (97,04-99,58)	97,67% (91,85-99,72)	90% (55,5-99,75)

ACTCM-P: Angiografía coronaria por tomografía computarizada multidetector realizada con técnica de adquisición con gatillado electrocardiográfico prospectivo. VP: Verdaderos positivos. VN: Verdaderos negativos. FP: Falsos positivos. FN: Falsos negativos. VPP: Valor predictivo positivo. VPN: Valor predictivo negativo. \* Los segmentos no evaluables se consideraron como positivos de enfermedad (estenosis > 50%).

estable, con una certeza diagnóstica adecuada en comparación con la CCG. También es evidente que la técnica con gatillado electrocardiográfico prospectivo, caracterizada por la emisión sincronizada de radiación únicamente durante la fase diastólica, es el elemento más efectivo en la estrategia para reducir en forma considerable la DRE en comparación con las técnicas de adquisición con gatillado retrospectivo y modulación de la corriente del tubo (radiación continua durante todo el ciclo cardíaco, mayor durante la diástole y menor durante la sístole), sin detrimento en la calidad de imagen y, más aún, sin incremento en el porcentaje de segmentos coronarios no evaluables.

En nuestra población, la DRE media en los estudios de ACTCM-P fue de 3,5 mSv, 73% menor que la DRE en los estudios de ACTCM-R sin modulación de la corriente del tubo (12,9 mSv) y 64% menor en comparación con la dosis de radiación lograda en los estudios de ACTCM-R con modulación de la corriente del tubo (9,7 mSv). Estos valores, por lo tanto, muestran que la DRE de los estudios de ACTCM-P es incluso menor que la comunicada para los estudios de angiografía selectiva diagnóstica (20, 21) y casi equivalente a la dosis de radiación ambiental anual. (22)

Nuestros resultados son consistentes con los de otras publicaciones. Klass y colaboradores, (10) con el empleo de un tomógrafo de 64 filas de la misma marca, comunicaron una DRE para los estudios de ACTCM-P de 3,7 mSv y también una reducción sustancial de la dosis de radiación en comparación con la técnica de adquisición con gatillado retrospectivo sin modulación del tubo de rayos X. En una serie de 76 pacientes de Maruyama y colaboradores, (12) la DRE en estudios de ACTCM-P se estimó en aproximada-

mente 4,3 mSv. De acuerdo con la plataforma de detectores de cada equipo, una cobertura mayor en el eje z por rotación del gantry puede estar asociada con una dosis menor de radiación. Husmann y colaboradores, (13) con detectores de 4 cm que requerían sólo el 12,5% de superposición entre los paquetes de adquisición para la reconstrucción de la imagen, comunicaron una dosis de radiación media de 2,1 mSv.

Otro método útil para la disminución de la DRE es la adaptación de la potencia (kilovoltaje) y la corriente (miliamperaje) del tubo de rayos X en la adquisición de las imágenes de acuerdo con el peso específico de cada paciente o su IMC. (23) En nuestro estudio, la DRE recibida en pacientes con un IMC  $\geq 25$  fue de 3,62 mSv, mientras que en pacientes con un IMC de entre 22 y 24,9 fue de 3,17 mSv, lo que representa una reducción de 0,45 mSv equivalente al 12,43% de la DRE total, y en pacientes con un IMC < 21,9 fue de 2,57 mSv, lo que representa una reducción de 1,05 mSv equivalente al 29% de la dosis de radiación total recibida.

Otra estrategia para minimizar la DRE es ajustar el número de paquetes de adquisiciones axiales a cada paciente para minimizar la longitud de la adquisición de las imágenes tomográficas. En nuestro estudio, en la mayoría de los pacientes se utilizaron cuatro paquetes de imágenes ( $n = 34$ ), lo cual representa una media de reducción de dosis efectiva de 0,86 mSv equivalente al 21% del total de la DRE en comparación con los pacientes en los que se utilizaron cinco paquetes de adquisición para realizar el examen ( $3,26 \pm 0,22$  mSv *versus*  $4,12 \pm 0,20$  mSv, respectivamente).

Klass y colaboradores (10) y Shuman y colaboradores (11) encontraron que la evaluación de calidad

de imagen no mostró diferencias significativas entre ambos grupos, mientras que Earls y colaboradores (14) incluso hallaron una calidad de imagen mejor en el grupo de pacientes estudiados con ACTCM-P. En coincidencia con lo comunicado por otros autores, en nuestra serie de pacientes la calidad de imagen con ACTCM-P tampoco mostró diferencias significativas en relación con la obtenida en los estudios de ACTCM-R ( $p > 0,05$ ).

En nuestro análisis preliminar con 30 pacientes, la ACTCM-P presentó una certeza diagnóstica adecuada para la determinación de estenosis coronaria  $> 50\%$ , con hallazgos similares a los publicados por Scheffel y colaboradores. (15) En la evaluación global, la disminución del valor predictivo positivo en el análisis por segmentos coronarios en relación con el análisis por paciente se debe a la presencia de falsos positivos en los segmentos distales. Asimismo, la presencia de una reducción de la especificidad en el análisis por paciente en relación con el análisis por segmentos se debe a la presencia de dos arterias no evaluables (arteria circunfleja y arteria coronaria derecha) en dos pacientes que no presentaban lesión en la CCG.

Entre las desventajas de la técnica de adquisición con gatillado electrocardiográfico prospectivo debemos mencionar la imposibilidad de obtener información durante la fase sistólica del ciclo cardíaco y valorar la función ventricular y la motilidad parietal, las cuales pueden evaluarse con alta precisión mediante la técnica de adquisición con gatillado retrospectivo. (24) La presencia de arritmias puede afectar la calidad de imagen debido a una edición inadecuada del electrocardiograma del paciente y la imposibilidad de encontrar el tiempo óptimo de adquisición de las imágenes. Aunque el programa de adquisición puede excluir extrasístoles esporádicas en forma automática, éstas podrían llevar a un incremento en el tiempo de exploración y en el volumen de contraste necesario para realizar el estudio. Finalmente, artefactos de transición en la composición de la imagen secundarios a desplazamientos anatómicos y/o al efecto de transición con distintas densidades de contraste debido a una pérdida en el registro de la fase fisiológica pueden ser causas de falsos diagnósticos.

### Limitaciones

Entre las limitaciones del presente estudio debemos mencionar: primero, que la calidad de imagen fue evaluada en dos grupos diferentes de pacientes, aunque los grupos resultantes no mostraron diferencias estadísticamente significativas en cuanto a sus características demográficas de edad, sexo, índice de masa corporal y frecuencia cardíaca; segundo, no hemos evaluado el desempeño de la ACTCM-P en pacientes con frecuencias cardíacas altas; tercero, el subgrupo de pacientes para la evaluación de la certeza diagnóstica es pequeño; cuarto, los resultados deberían

confirmarse en una serie mayor de pacientes, preferentemente incluyendo poblaciones de múltiples instituciones.

### CONCLUSIÓN

Nuestra experiencia inicial con ACTCM-P demostró que en pacientes preferentemente delgados, con ritmo cardíaco estable y una frecuencia cardíaca menor de 60 lpm, este protocolo de adquisición representa la estrategia más efectiva para reducir la DRE, con una calidad de imagen comparable a la obtenida en los estudios de ACTCM-R.

---

### SUMMARY

#### Prospective Electrocardiogram-Gated Multidetector Row Computed Tomography Coronary Angiography. Analysis of Quality Image and Radiation Dose

#### Background

Multidetector row computed tomography coronary angiography (MDCT-CA) has become a useful diagnostic tool for the direct quantification of coronary stenosis, for identifying coronary anomalies and for the assessment of coronary artery bypass grafts. Despite its clinical value has been questioned due to the effective radiation dose (ERD) received by each patient, radiation exposure is similar to other studies. However, different strategies are permanently tested in order to reduce the ERD maintaining adequate and diagnostic image quality.

#### Objectives

To determine the image quality and effective radiation dose (ERD) of prospective electrocardiogram-gated multidetector row computed tomography coronary angiography (PMDCT-CA) (the x-ray beam is turned on for only a short portion of diastole) compared to retrospective ECG gating (RMDCT-CA) (the x-ray beam is turned on throughout the cardiac cycle) and a preliminary approach of its diagnostic accuracy compared to digital invasive coronary angiography (CA).

#### Material and Methods

Fifty consecutive patients with suspected coronary artery disease and sinus rhythm were evaluated with PMDCT-CA and compared to a control group who underwent RMDCT-CA. Image quality was analyzed by two reviewers. Interobserver concordance and ERD were determined. The diagnostic accuracy of PMDCT-CA compared to CA to detect coronary artery stenosis  $> 50\%$  was assessed in 30 patients.

#### Results

There were no significant differences in the image quality between both groups. Agreement between the reviewers for segment image quality scores was  $k = 0.92$ . Mean ERD was 3.5 mSv for PMDCT-CA compared to 9.7 and 12.9 mSv for RMDCT-CA with and without tube current modulation, respectively. Individual analysis including all segments showed that the sensitivity, specificity, positive predictive value and negative predictive value of PMDCT-CA for the detection of coronary stenosis were 94.74%, 81.82%, 90% and 90%, respectively.



## Conclusion

Our initial experience demonstrated that PMDCT-CA has similar subjective image quality scores with a substantial reduction of ERD when compared to RMDCT-CA in a selected population.

**Key words** > Coronary Angiography - Tomography - Coronary Stenosis - Radiation Dosage

## BIBLIOGRAFÍA

1. Meijboom WB, van Mieghem CA, Mollet NR, Pugliese F, Weustink AC, van Pelt N, et al. 64-slice computed tomography coronary angiography in patients with high, intermediate, or low pretest probability of significant coronary artery disease. *J Am Coll Cardiol* 2007;50:1469-75.
2. Kacmaz F, Ozbulbul NI, Alyan O, Maden O, Demir AD, Balbay Y, et al. Imaging of coronary artery anomalies: the role of multidetector computed tomography. *Coron Artery Dis* 2008;19:203-09.
3. Hamon M, Lepage O, Malagutti P, Riddell JW, Morello R, Agostini D, et al. Diagnostic performance of 16- and 64-section spiral CT for coronary artery bypass graft assessment: meta-analysis. *Radiology* 2008;247:679-86.
4. Garcia MJ. Noninvasive coronary angiography: hype or new paradigm? *JAMA* 2005;293:2531-3.
5. Garcia MJ, Lessick J, Hoffmann MH. Accuracy of 16-row multidetector computed tomography for the assessment of coronary artery stenosis. *JAMA* 2006;296:403-11.
6. Gerber TC, Carr JJ, Arai AE, Dixon RL, Ferrari VA, Gomes AS, et al. Ionizing radiation in cardiac imaging: a science advisory from the American Heart Association Committee on Cardiac Imaging of the Council on Clinical Cardiology and Committee on Cardiovascular Imaging and Intervention of the Council on Cardiovascular Radiology and Intervention. *Circulation* 2009;119:1056-65.
7. Prat-Gonzalez S, Sanz J, Garcia MJ. Cardiac CT: indications and limitations. *J Nucl Med Technol* 2008;36:18-24.
8. Poll LW, Cohnen M, Brachten S, Ewen K, Mödder U. Dose reduction in multi-slice CT of the heart by use of ECG-controlled tube current modulation ("ECG pulsing"): phantom measurements. *Rofo* 2002;174:1500-5.
9. Manghat NE, Morgan-Hughes GJ, Marshall AJ, Roobottom CA. Multi-detector row computed tomography: imaging the coronary arteries. *Clin Radiol* 2005;60:939-52.
10. Klass O, Jeltsch M, Feuerlein S, Brunner H, Nagel HD, Walker MJ, et al. Prospectively gated axial CT coronary angiography: preliminary experiences with a novel low-dose technique. *Eur Radiol* 2008. [Epub ahead of print].
11. Shuman WP, Branch KR, May JM, Mitsumori LM, Lockhart DW, Dubinsky TJ, et al. Prospective versus retrospective ECG gating for 64-detector CT of the coronary arteries: comparison of image quality and patient radiation dose. *Radiology* 2008;248:431-7.
12. Maruyama T, Takada M, Hasuike T, Yoshikawa A, Namimatsu E, Yoshizumi T. Radiation dose reduction and coronary assessability of

prospective electrocardiogram-gated computed tomography coronary angiography: comparison with retrospective electrocardiogram-gated helical scan. *J Am Coll Cardiol* 2008;52:1450-5.

13. Husmann L, Valenta I, Gaemperli O, Adda O, Treyer V, Wyss CA, et al. Feasibility of low-dose coronary CT angiography: first experience with prospective ECG-gating. *Eur Heart J* 2008;29:191-7.
14. Earls JP, Berman EL, Urban BA, Curry CA, Lane JL, Jennings RS, et al. Prospectively gated transverse coronary CT angiography versus retrospectively gated helical technique: improved image quality and reduced radiation dose. *Radiology* 2008;246:742-53.
15. Scheffel H, Alkadhi H, Leschka S, Plass A, Desbiolles L, Guber I, et al. Low-dose CT coronary angiography in the step-and-shoot mode: diagnostic performance. *Heart* 2008;94:1132-7.
16. Hausleiter J, Meyer T, Hadamitzky M, Huber E, Zankl M, Martinoff S, et al. Radiation dose estimates from cardiac multislice computed tomography in daily practice: impact of different scanning protocols on effective dose estimates. *Circulation* 2006;113:1305-10.
17. Austen WG, Edwards JE, Frye RL, Gensini GG, Gott VL, Griffith LS, et al. A reporting system on patients evaluated for coronary artery disease: report of the Ad Hoc Committee for Grading of Coronary Artery Disease, Council on Cardiovascular Surgery, American Heart Association. *Circulation* 1975;51:5-40.
18. Menzel H, Schibilla H, Teunen D. European guidelines on quality criteria for computed tomography. Luxembourg: European Commission, 2000; Publication No. EUR 16262 EN.
19. Ropers U, Ropers D, Pflederer T, Anders K, Kuettner A, Stilianakis NI, et al. Influence of heart rate on the diagnostic accuracy of dual-source computed tomography coronary angiography. *J Am Coll Cardiol* 2007;50:2393-8.
20. Coles DR, Smail MA, Negus IS, Wilde P, Oberhoff M, Karsch KR, et al. Comparison of radiation doses from multislice computed tomography coronary angiography and conventional diagnostic angiography. *J Am Coll Cardiol* 2006;47:1840-5.
21. Zanzonico P, Rothenberg LN, Strauss HW. Radiation exposure of computed tomography and direct intracoronary angiography: risk has its reward. *J Am Coll Cardiol* 2006;47:1846-9.
22. Huda W, Vance A. Patient radiation doses from adult and pediatric CT. *Am J Roentgenol* 2007;188:540-6.
23. Jung B, Mahnken AH, Stargardt A, Simon J, Flohr TG, Schaller S, et al. Individually weight-adapted examination protocol in retrospectively ECG-gated MSCT of the heart. *Eur Radiol* 2003;13:2560-6.
24. Belge B, Coche E, Pasquet A, Vanoverschelde JL, Gerber BL. Accurate estimation of global and regional cardiac function by retrospectively gated multidetector row computed tomography: comparison with cine magnetic resonance imaging. *Eur Radiol* 2006;16:1424-33.

## Declaración de conflicto de intereses

Los autores declaran que no poseen conflicto de intereses.

## Agradecimiento

A la Dra. Graciela Fernández Alonso, por su asistencia en la preparación de este manuscrito.