

# Calidad de imagen y dosis de radiación de la angiografía coronaria por tomografía computada multidetector con técnica de adquisición axial con gatillado prospectivo



Carlos Capuñay <sup>(1)</sup>, Patricia Carrascosa <sup>(1)</sup>, Javier Vallejos <sup>(1)</sup>, Alejandro Deviggiano <sup>(1)</sup>, Pablo M. Pollono <sup>(2)</sup>, Mario J. García <sup>(3)</sup>

## Resumen

**Objetivo.** Determinar la calidad de imagen y la dosis de radiación efectiva (DRE) de la angiografía coronaria por tomografía computada con adquisición con gatillado prospectivo (ACTC-P) en comparación con la técnica de adquisición con gatillado retrospectivo (ACTC-R).

**Materiales y Métodos.** Cuarenta y cinco estudios de ACTC-P fueron analizados en forma retrospectiva para la valoración de la calidad de imagen y DRE, y se compararon con 90 estudios de ACTC-R realizados sin ( $n = 45$ ) y con ( $n = 45$ ) modulación de la corriente del tubo de rayos X seleccionados de la base de datos acorde a características demográficas similares. La DRE se comparó entre los tres grupos. La calidad de imagen fue analizada en forma independiente por dos observadores y comparada con el grupo de ACTC-R modulada. Se determinó también la variabilidad interobservador.

**Resultados.** No hubo diferencias significativas en la calidad de imagen entre los dos grupos. La variabilidad interobservador fue  $k=0,92$  (IC 95%: 0,87 a 0,96). La DRE (media  $\pm$  DS) de la ACTC-P fue  $2,88 \pm 0,37$  mSv comparado con  $10,50 \pm 1,15$  mSv ( $p < 0,0001$ ) de la ACTC-R sin modulación de la corriente del tubo de rayos X y  $7,92 \pm 0,99$  mSv ( $p < 0,0001$ ) de la ACTC-R con modulación.

**Conclusiones.** Nuestra experiencia utilizando la ACTC-P demostró que es una técnica de adquisición de imágenes adecuada para pacientes con ritmo cardíaco regular y una frecuencia cardíaca estable, logrando una sustancial reducción en la DRE y una calidad de imagen comparable a las obtenidas con ACTC-R.

**Palabras clave.** Adquisición con gatillado prospectivo. Angiografía coronaria por tomografía computada. Calidad de imagen. Dosis de radiación.

## Abstract

**Imaging quality and effective radiation dose of prospective ECG-gated axial multidetector row computed tomography coronary angiography**

**Objective.** To determine the imaging quality and effective radiation dose (ERD) of prospective ECG-gated multidetector row computed tomography coronary angiography (PMDCT-CA) compared to retrospective ECG-gating (RMDCT-CA).

**Materials and Methods.** Forty-five PMDCT-CA scans were retrospectively reviewed for assessing imaging quality and ERD, and compared to 90 RMDCT-CA scans performed with ( $n=45$ ) and without ( $n=45$ ) tube current modulation, selected from our database on the basis of similar demographical characteristics. ERD was compared between all three groups. Imaging quality was assessed by two independent observers and compared to the imaging quality of the group of RMDCT-CA scans performed with tube current modulation. The interobserver variability was also determined.

**Results.** There were no significant differences in imaging quality between the two groups. Interobserver variability was  $k=0.92$  (95 % CI: 0.87-0.96). The ERD (mean  $\pm$  SD) using PMDCT-CA was  $2.88 \pm 0.37$  mSv compared to  $10.50 \pm 1.15$  mSv ( $p<0.0001$ ) using RMDCT-CA performed without tube current modulation and  $7.92 \pm 0.99$  mSv ( $p<0.0001$ ) using RMDCT-CA with tube current modulation.

**Conclusions.** In our experience, PMDCT-CA proved to be an adequate imaging acquisition technique for selected patients with regular heart rhythm and a stable heart rate, with a substantial reduction in ERD and an image quality comparable to that of RMDCT-CA.

**Key words.** Computed tomography coronary angiography. Image quality. Prospective gating acquisition. Radiation dose.

## INTRODUCCIÓN

La enfermedad coronaria es la causa principal de morbi-mortalidad en todo el mundo. Con la rápida evolución de la angiografía coronaria por tomografía computada multidetector (ACTC) -como una técnica diagnóstica no invasiva, confiable y reproducible para

la directa valoración de la estenosis coronaria-, han sido propuestas estrategias para reducir la dosis de radiación efectiva (DRE) sin detrimento en la calidad de imagen y certeza diagnóstica <sup>(1-5)</sup>. En la actualidad, la DRE para la evaluación con ACTC de las arterias coronarias nativas, realizada con técnica de adquisición helicoidal con gatillado retrospectivo (ACTC-R) en equipos de 64

(1) Diagnóstico Maipú, Vicente López, Buenos Aires, Argentina.

(2) CIMED, La Plata, Buenos Aires, Argentina.

(3) Montefiore Einstein Center for Heart and Vascular Care, NY, USA.

Correspondencia: Dr. Carlos Capuñay - carloscapunay@diagnosticoaipu.com.ar

Recibido: marzo 2011; aceptado: junio 2011

Received: march 2011; accepted: junio 2011

©SAR-FAARDIT

filas de detectores, oscila entre los 8 y 20 mSv<sup>(6)</sup> con una reducción de la dosis de radiación entre 30-50%, utilizando las técnicas de modulación de la corriente del tubo de rayos X<sup>(7)</sup>. Sin embargo, la DRE continúa siendo uno de los principales puntos de controversia de esta modalidad diagnóstica. En los últimos años se ha propuesto una técnica de adquisición axial con gatillado prospectivo para la realización de estudios de ACTC (ACTC-P), con la cual el tubo de rayos X sólo emite radiación durante la fase fisiológica de menor movimiento del corazón y, por lo tanto, brinda una marcada reducción de la DRE recibida por el paciente.

En base a lo expuesto, sería posible la realización de estudios de ACTC con menor dosis de radiación utilizando técnicas de adquisición axial. El objetivo del presente trabajo fue determinar la calidad de imagen y la DRE de la ACTC-P en comparación con la ACTC-R en nuestra práctica diaria.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Durante el período comprendido entre marzo y noviembre de 2010, 45 pacientes con probabilidad pre-test intermedia de enfermedad coronaria fueron estudiados en nuestra institución con ACTC-P, utili-

zando un software disponible de uso comercial (Step & Shoot Cardiac; Philips Medical Systems, Cleveland, OH, USA). Al momento de la realización del estudio, ninguno presentaba síntomas. El motivo principal del estudio fue un análisis de esfuerzo no diagnóstico o discordante en 16 pacientes (35,5%), dolor de pecho en 13 (28,9%), estudio de esfuerzo positivo en 8 (17,8%) y riesgo cardiovascular alto en 8 (17,8%). Se consideraron criterios de exclusión a los casos con: ritmo irregular; frecuencia cardíaca al momento del scan mayor de 65 lpm; stents; antecedentes de cirugía de revascularización miocárdica; índice de masa corporal (IMC)  $\geq$  a 35 kg/m<sup>2</sup>; parámetros de exclusión para la realización de estudios con contraste iodado, incluyendo valores de creatinina sérica mayor a 1,5 mg/mL y antecedentes de hipersensibilidad al yodo; y motivos de exclusión debido al uso de radiación, como embarazo. No se excluyeron pacientes en base al score de calcio ni a aquellos con enfermedad coronaria conocida.

Un grupo de 90 pacientes estudiado con ACTC-R (45 sin modulación de la corriente del tubo de rayos X y 45 con modulación) fue seleccionado de nuestra base de datos de acuerdo a criterios de edad, sexo, IMC y frecuencia cardíaca similares a los del primer grupo para su comparación. La DRE se comparó entre las tres formas de adquisición de imágenes. Teniendo

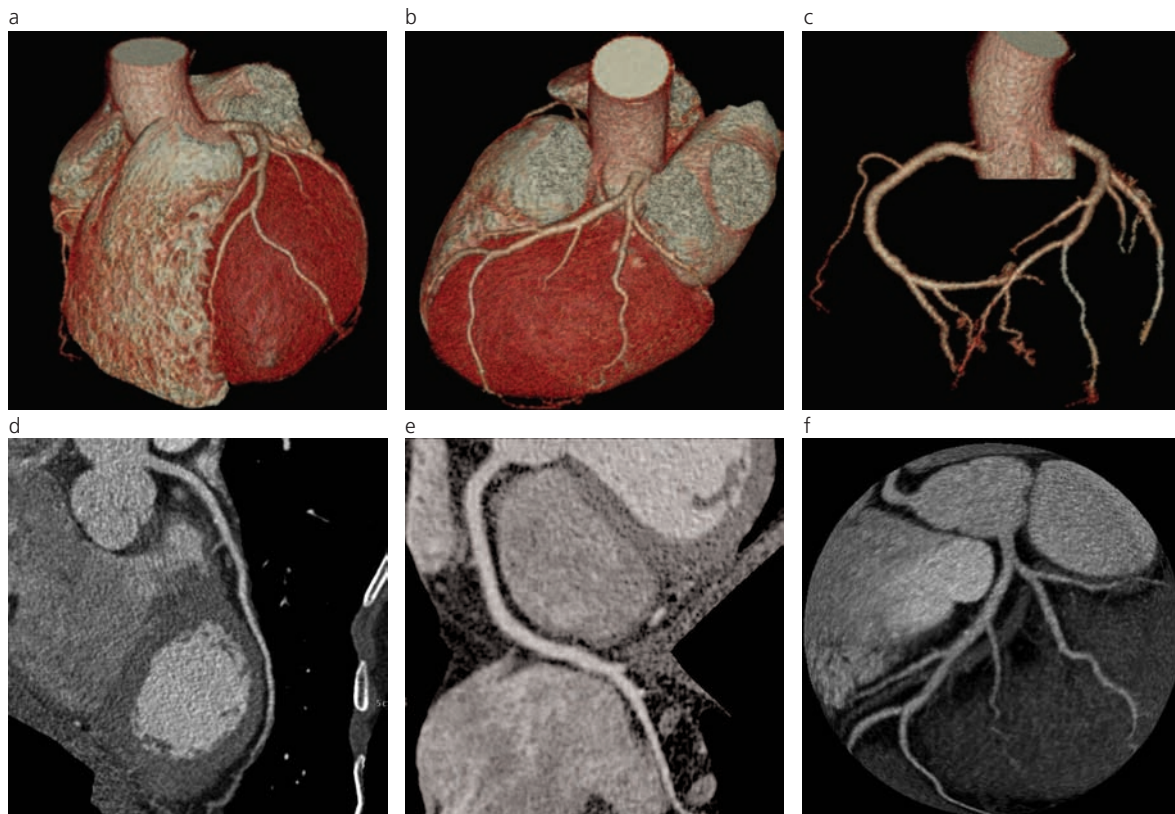


Fig. 1: Estudio de ACTC-P. Se aprecia una excelente calidad de imagen, sin evidencia de artefactos en todas las arterias coronarias. (a) Reconstrucción 3D volume rendering de las arterias coronarias y el corazón, vista frontal y lateral izquierda. (b) Reconstrucción 3D volume rendering de las arterias coronarias solamente, vista frontal. (c) Reconstrucción 3D volume rendering de las arterias coronarias solamente, vista frontal. (d) Reconstrucción multiplanar curva del tronco coronario izquierdo y la arteria descendente anterior. (e) Reconstrucción multiplanar curva de la arteria coronaria derecha. (f) Reconstrucción 3D globo en máxima intensidad de proyección del árbol coronario izquierdo.

en cuenta que en la ACTC-P sólo se cuenta con la fase del ciclo cardíaco elegida previamente a iniciar el scan, la comparación de la calidad de imagen se efectuó solamente con la ACTC-R realizada con modulación de la corriente del tubo de rayos X, en donde también la adquisición de cortes con mejor calidad diagnóstica está limitada a la fase del ciclo cardíaco predeterminada por el usuario (a diferencia de la técnica sin modulación de corriente en donde todas las fases del ciclo cardíaco tienen la misma exposición de radiación -y, por ende, una misma calidad de imagen, potencialmente disponibles para ser utilizadas en la evaluación de las arterias coronarias cuando la fase habitual del 75% -correspondiente a la mesodiástole- ofrece una calidad diagnóstica suficiente). Las características de los pacientes de estos dos grupos se detallan en la Tabla 1.

El protocolo de estudio fue aprobado por el comité de ética institucional y se realizó consentimiento informado de los pacientes participantes.

### Adquisición y reconstrucción de las imágenes

Las ACTC fueron realizados con un tomógrafo de 64 filas de detectores (Brilliance 64; Philips Medical Systems, Cleaveland, OH, USA). Aquellos pacientes con una frecuencia cardíaca mayor a 60 latidos por minuto (lpm) recibieron 50-100 mg de metoprolol (Belozok; AstraZeneca S.A., Buenos Aires, Argentina) vía oral una hora antes de la adquisición de las imágenes. Si la frecuencia cardíaca permanecía mayor a 60 lpm al momento del estudio, se administraba propranolol (Oposim Richet; Laboratorios Richet S.A., Buenos Aires, Argentina) vía endovenosa con una dosis variable entre 2-10 mg para alcanzar la frecuencia cardíaca deseada menor a 60 lpm. 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.

Los parámetros de adquisición de la ACTC-P fue-

ron: colimación, 64 x 0,625 mm; corrida de mesa, 31,2 mm; tiempo de rotación del gantry, 400 miliseg; 120 kV y 150-210 mAs dependiendo del IMC del paciente (Tabla 2). Con una cobertura en el eje z de 40 mm, el área cardíaca fue estudiada con 4-5 paquetes de imágenes. Los parámetros de adquisición de la ACTC-R fueron: colimación, 64 x 0,625 mm; pitch, 0,2; tiempo de rotación del gantry, 400 miliseg; 120 kV y 800-1050 mAs. En aquellos pacientes con una frecuencia cardíaca baja y estable, se utilizó modulación de la corriente del tubo de rayos X con una dosis máxima de radiación centrada durante la meso-diástole (75% del intervalo RR). En la Tabla 3 se enumeran, en forma comparativa, los parámetros técnicos utilizados en ambos casos.

En los dos grupos se administró un volumen promedio de 80 mL (1,1 mL/kg de peso) de contraste iodado no iónico (Xenetix [iobitridol], 350mg I/mL, Laboratorios Temis Lostaló S.A., Buenos Aires, Argentina) por vía endovenosa, a través de un catéter vascular de 18G colocado en la vena antecubital a un flujo de 5-6 mL/seg seguido de 40 mL de solución fisiológica a 3-4 mL/seg. La adquisición de las imágenes fue sincronizada con el pico de realce vascular a nivel de la aorta descendente para asegurar la mejor opacificación de las arterias coronarias, utilizando un umbral de 150 UH.

En todos los estudios, las imágenes axiales correspondientes a la mesodiástole (75% del intervalo R-R) fueron reconstruidas con un espesor de corte de 0,9 mm y un intervalo de 0,45 mm, utilizando reconstrucción estándar (*Filtered Back Projection*).

### Análisis de las imágenes

Las imágenes fueron evaluadas en una estación de trabajo (Brilliance Workspace, Philips Medical Systems) en plano axial y multiplanar, utilizando un programa de análisis dedicado a estudios cardíacos (Cardiac Viewer and Comprehensive Cardiac



Fig. 2: Estudio de ACTC-P. Se aprecia una calidad de imagen aceptable, con moderados artefactos a nivel del segmento proximal de la arteria circunfleja (flechas). (a) Reconstrucción multiplanar curva. (b) Reconstrucción multiplanar longitudinal. (c) Reconstrucción 3D globo en máxima intensidad de proyección.

Analysis; Brilliance Workspace, Philips Medical Systems). Dos observadores con experiencia analizaron, en forma ciega e independiente a la clínica del paciente, la calidad de imagen de todas las arterias coronarias presentes en cada paciente estudiado con ACTC-P y ACTC-R con modulación, utilizando una escala ordinal de 0 a 4 (0: no evaluables; 1: artefactos severos – calidad de imagen pobre; 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 como no diagnósticos. Para el análisis, se utilizó un modelo de 16 segmentos coronarios: arteria coronaria derecha, segmentos 1-5; tronco coronario izquierdo, segmento 6; arteria descendente anterior,

segmentos 7-11; arteria circunfleja, segmentos 12-16<sup>(8)</sup>.

Se incluyeron en el análisis todos los segmentos presentes, independientemente de su diámetro.

Dosis de radiación

Siguiendo las Guías en Criterios de Calidad de Tomografía Computarizada, redactadas por el Grupo Europeo de Trabajo<sup>(9)</sup>, la DRE de la ACTC se calculó como el producto entre la longitud del scan y la dosis de radiación aplicada (DLP, *dose length product*) y el coeficiente de conversión para el tórax ( $k=0,014$  mSv/mgy.cm), de acuerdo a lo reportado en el estudio observacional PROTECTION I (*Prospective*

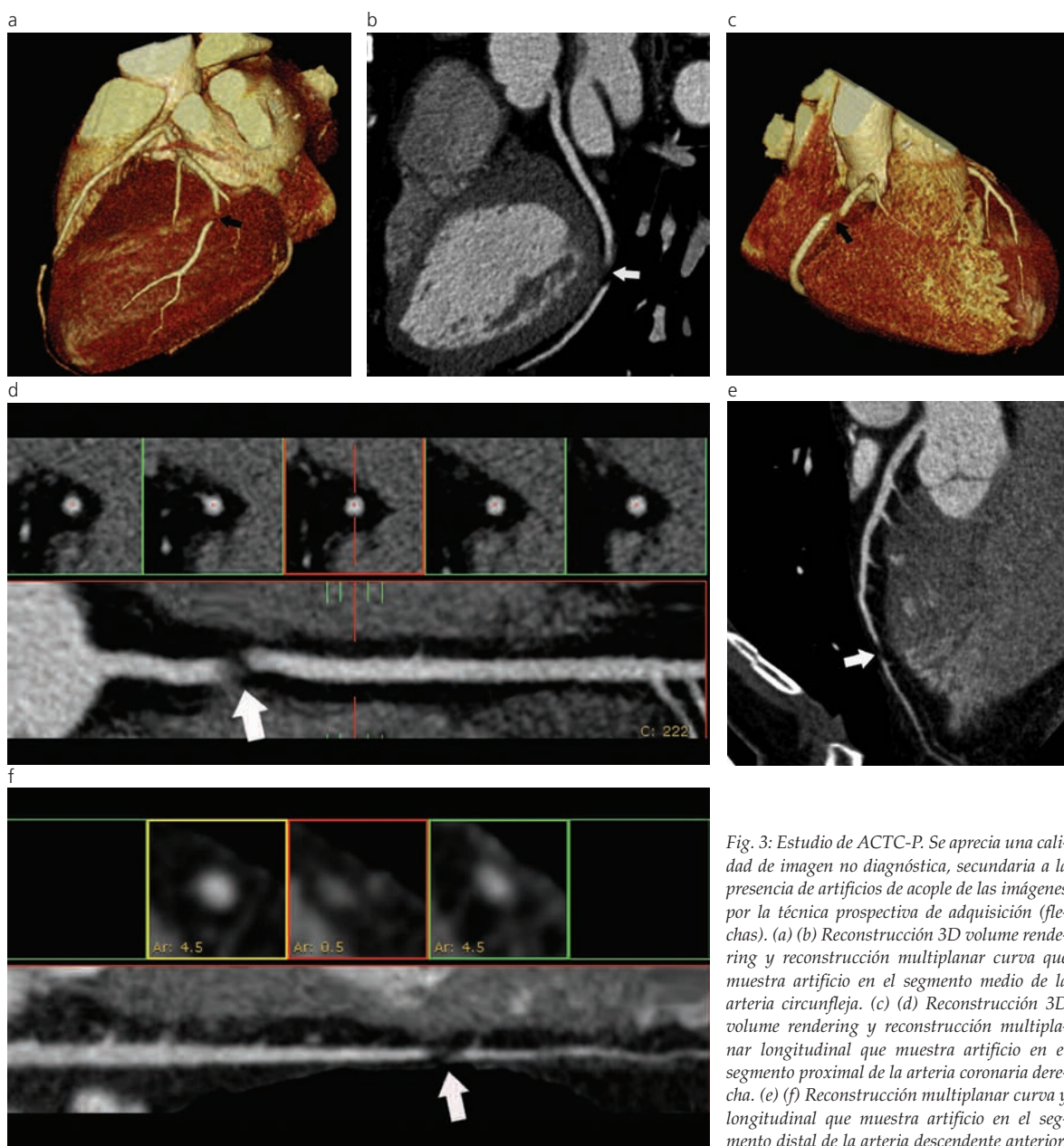


Fig. 3: Estudio de ACTC-P. Se aprecia una calidad de imagen no diagnóstica, secundaria a la presencia de artefactos de acople de las imágenes por la técnica prospectiva de adquisición (flechas). (a) (b) Reconstrucción 3D volume rendering y reconstrucción multiplanar curva que muestra artefacto en el segmento medio de la arteria circunfleja. (c) (d) Reconstrucción 3D volume rendering y reconstrucción multiplanar longitudinal que muestra artefacto en el segmento proximal de la arteria coronaria derecha. (e) (f) Reconstrucción multiplanar curva y longitudinal que muestra artefacto en el segmento distal de la arteria descendente anterior.

Multicenter Study On Radiation Dose Estimates Of Cardiac CT Angiography In Daily Practice I) llevado a cabo por Hausleiter et al. (10).

**Análisis estadístico**

Las variables cuantitativas fueron expresadas como medias  $\pm$  DS, mientras que las variables categóricas fueron expresadas como frecuencias con %. Para comparar la calidad de imágenes fueron utilizados el test de Wilcoxon y el test de las proporciones. Se empleó el test de Student para comparar la DRE entre ambos grupos. El nivel de significancia fue establecido en  $p < 0,05$  y el intervalo de confianza en el 95%. La variabilidad interobservador se determinó utilizando el índice Kappa. Los análisis se realizaron utilizando el software de estadística StatsDirect (Versión 2.6.5, Altrincham, UK).

**RESULTADOS**

Durante el período comprendido entre marzo y noviembre de 2010, se estudiaron en forma consecutiva con ACTC-P y se incluyeron en el presente estudio para el análisis final un número de 45 pacientes (36 hombres, 9 mujeres; edad media 60,4 años; IMC medio 27,5 kg/m<sup>2</sup>). Un total de 720 segmentos coronarios fueron evaluados con los estudios de ACTC-P. Hubo 28 segmentos coronarios ausentes, debido a variantes en la anatomía coronaria: 4 ramos pósteroventriculares (segmento 5), 5 ramos diagonales de primer orden (segmento 10), 12 ramos diagonales de segundo orden (segmento 11), 2 ramos látero-ventriculares de primer orden (segmento 13) y 5 ramos látero-ventriculares de segundo orden (segmento 15). Un total de 680 de los 692 segmentos coronarios (98,3%)

fueron clasificados con una calidad de imagen diagnóstica (valores 4-2); 12 segmentos coronarios (1,9%) con calidad de imagen no diagnóstica (valores 0-1) (Gráfico 1). Los motivos fueron artificios por movimiento cardíaco relacionado a la frecuencia cardíaca en 6 segmentos, artificios de acople de las imágenes por la técnica prospectiva de adquisición en 4 segmentos y por calcificaciones severas (aquellas que abarcaban más del 75% de la circunferencia del vaso) en 2 segmentos. Las figuras 1, 2 y 3 demuestran la calidad de imagen, así como los artificios generados a nivel de las arterias coronarias en los estudios de ACTC-P.

No hubo diferencias significativas en los índices cuantitativos de la evaluación de la calidad de imagen entre los dos grupos de pacientes para cada una de las arterias coronarias principales (Gráfico 2; Tabla 4). La concordancia interobservador fue  $k=0,92$  (IC 95%: 0,87-0,96).

La DRE (media  $\pm$  SD) utilizando la técnica de ACTC-P fue de  $2,88 \pm 0,37$  mSv (rango 2,12 - 3,45) en comparación a  $10,5 \pm 1,15$  mSv (rango 8,08 - 13,36) ( $p < 0,0001$ ) utilizando la ACTC-R sin modulación en la corriente del tubo y  $7,92 \pm 0,99$  mSv (rango 5,70 - 10,88) ( $p < 0,0001$ ) de la ACTC-R con modulación. El uso de la técnica de adquisición prospectiva brindó una reducción de la dosis media de radiación del 72,5% en comparación con la técnica de adquisición retrospectiva sin modulación de la corriente del tubo y del 63,6% con respecto a la adquisición retrospectiva con modulación. La dosis DRE adaptando el kilovoltaje y el miliamperaje de acuerdo al IMC de cada paciente en los estudios de ACTC-P se enumera en la Tabla 2.

Los estudios de ACTC-P se realizaron de manera correcta en todos los pacientes. No se observaron reacciones adversas a los nitritos sublinguales ni al contraste utilizado. Para explorar la totalidad de la silueta cardíaca en las ACTC-P, en el 67% ( $n=30$ ) de los pacientes el número de paquetes de adquisición fue de 4 y en el 33% ( $n=15$ ) de 5.

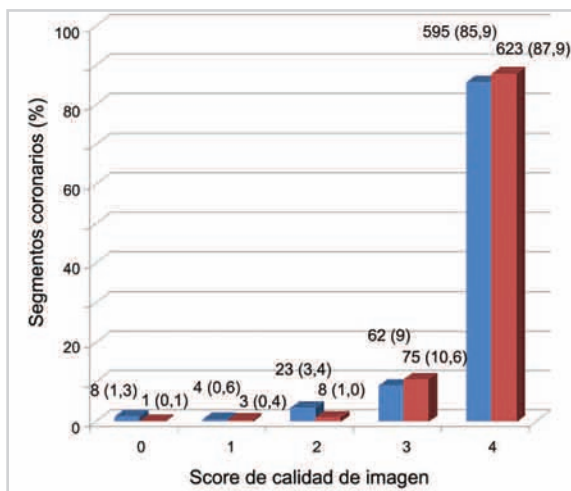


Gráfico 1: Gráfico de barras que muestra la distribución (n, %) de la calidad de imagen de los segmentos evaluados en los estudios de ACTC-P (barra azul) y de ACTC-R con modulación (barra roja).

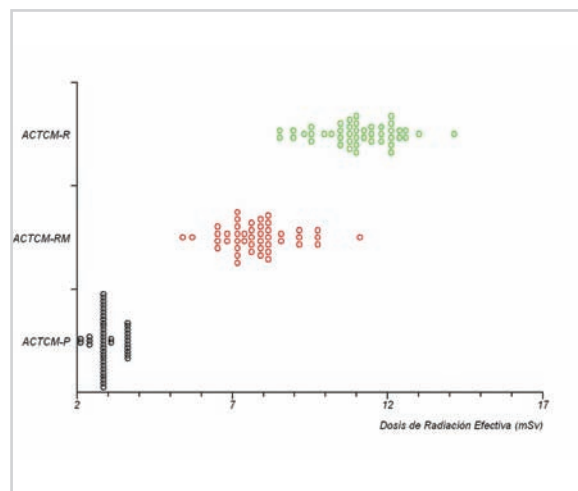


Gráfico 2: Gráfico de dispersión que ilustra en forma comparativa la dosis de radiación de las ACTC en las diferentes modalidades de adquisición.

## DISCUSIÓN

Con el desarrollo de los nuevos equipamientos de tomografía computada multidetector, la visualización de las arterias coronarias se ha transformado en una técnica estable y confiable y, con una adecuada selección del paciente, en el método de estudio no invasivo de elección para determinar la presencia y severidad de la enfermedad coronaria, la identificación de anomalías coronarias y la evaluación de los puentes coronarios, entre otras indicaciones apropiadas <sup>(2, 3, 6, 11-13)</sup>.

En la actualidad, los mayores esfuerzos están centrados en la reducción de la DRE. En el presente trabajo, se confirma que la técnica de adquisición prospectiva es la elección más adecuada en el objetivo de reducir en forma considerable la DRE, sin afectar la calidad de imagen ni incrementando el porcentaje de segmentos coronarios no evaluables. En nuestra población, la DRE media en los estudios de ACTC-P fue de 2,88 mSv, 72,5% menor a la DRE obtenida en los estudios de ACTC-R sin modulación de la corriente del tubo (10,50 mSv), menor a los de estudios de cate-

terismo coronario diagnóstico <sup>(14,15)</sup> y comparable a los de la dosis anual de radiación ambiental <sup>(16)</sup>.

Por otro lado, la calidad de la imagen obtenida en los exámenes de ACTC-P realizados en un tomógrafo de 64 filas de detectores ha demostrado ser equivalente a la que se logra con las técnicas de adquisición retrospectiva con modulación de la corriente del tubo de rayos X en pacientes con frecuencia cardíaca baja y estable, dejando en evidencia que, de no requerirse de un análisis funcional (volúmenes ventriculares, motilidad parietal) o del análisis de válvulas cardíacas, la técnica de gatillado prospectivo debe ser de preferencia.

Estos resultados son comparables y extienden observaciones previas. Klass *et al.* <sup>(17)</sup>, utilizando el mismo equipamiento, reportaron para esta técnica de adquisición una DRE de 3,7 mSv, con una importante reducción de la dosis de radiación en comparación con la técnica de adquisición retrospectiva sin modulación del tubo de los rayos X. En otra publicación, Maguyama *et al.* <sup>(18)</sup> demostraron, en una serie de 76 pacientes, que la DRE en estudios de ACTC-P fue estimada en 4,3 mSv. Husmann *et al.* <sup>(19)</sup> reportaron una dosis de radiación

**Tabla 1:** Características de los pacientes evaluados con ACTC.

Variable	Técnica axial prospectiva	Técnica helicoidal retrospectiva con modulación	pns
Pacientes (n)	45	45	
Sexo masculino (n, %)	36 (80)	34 (75)	pns
Edad (media, DS)	60,4 ± 5,6	60,6 ± 10,8	pns
IMC (media, DS)	27,5 ± 2,0	26,8 ± 3,5	pns
<b>Factores de riesgo</b>			
HTA (n, %)	23 (51)	22 (49)	pns
Dislipemia (n, %)	13 (29)	15 (33)	pns
Tabaquismo (n, %)	16 (36)	16 (36)	pns
Diabetes (n, %)	12 (27)	13 (29)	pns
AFCI precoz (n, %)	5 (11)	7 (15)	pns
Enfermedad coronaria conocida (n, %)	7 (16)	9 (20)	pns
Angina (n, %)	13 (29)	14 (31)	pns
Estudios previos no diagnósticos (n, %)	16 (36)	15 (33)	

ACTC, angiografía coronaria por tomografía computada multidetector; pns, p sin significancia estadística; DS, desvío estándar; IMC, índice de masa corporal; HTA, hipertensión arterial; AFCI, antecedentes familiares de cardiopatía isquémica.

**Tabla 2:** Valores de kV, mAs y DRE de los estudios de angiografía coronaria por tomografía computada multidetector realizados con técnica de adquisición prospectiva.

IMC (kg/m <sup>2</sup> )	técnica	CTDI (mGy)	DRE (mSv)	n
21,9	120 kV – 150 mAs	11,3	2,12	2
22-24,9	120 kV – 180 mAs	13,6	2,61	5
≥ 25	120 kV – 210 mAs	15,8	2,96	38

CTDI, índice de dosis de tomografía computada; DRE, dosis de radiación efectiva [fórmula = CTDI (mGy) x longitud del scan (cm) x factor de conversión del tórax (mSv/mgy.cm)]; IMC, índice de masa corporal; n, número de pacientes.

**Tabla 3:** Parámetros de adquisición de los estudios de ACTC.

	ACTC-P	ACTC-R
Resolución	Estándar	Estándar
Colimación	64 x 0,625 mm	64 x 0,625 mm
Espesor de corte	0,9 mm	0,9 mm
Intervalo de reconstrucción	0,45	0,45
Pitch	N/A	0,2
Tiempo de ciclado	1,90 seg	N/A
Tiempo de rotación	400 miliseg	400 miliseg
Incremento de camilla	31,2 mm	N/A
Velocidad de desplazamiento de camilla	N/A	19,0 mm/seg
Duración del escaneo	Aprox. 10 seg	Aprox. 10 seg
Voltaje del tubo	120 kV	120 kV
mAs	150–210 mAs	800–1050 mAs
CTDIvol	11,3–15,8 mGy	47–61,7 mGy
Sincronización ECG	Prospectiva	Retrospectiva
Umbral para bolus tracking	110 UH	110 UH
Parámetros hemodinámicos		
Frecuencia cardíaca (lpm) (media, DS)	55,9 ± 3,1	54,2, ± 5,2

ACTC-P, angiografía coronaria por tomografía computada multidetector realizados con técnica de adquisición prospectiva; ACTC-R, angiografía coronaria por tomografía computada multidetector realizados con técnica de adquisición retrospectiva; N/A, no aplicable; CTDIvol, índice volumétrico de dosis de radiación para tomografía computada; UH, unidades Hounsfield; DS, desvío estándar; lpm, latidos por minuto.

media de 2,1 mSv, menor a la de nuestro trabajo y a la de los anteriormente enumerados. Esta menor DRE es secundaria a la utilización de detectores de 4 cm, que brindan una cobertura mayor en el eje z por rotación del gantry y sólo requieren 12,5% de superposición entre los paquetes de adquisición para la reconstrucción de la imagen. Bischoff *et al.* <sup>(20)</sup> analizaron un subgrupo de pacientes del estudio PROTECTION I <sup>(10)</sup> estudiados con ACTC-P y demostraron que la calidad de imagen es comparable con los de los estudios de ACTC-R, con una dosis de radiación de 3,6 mSv (mediana), equivalente a una reducción estimada del 68%.

En estudios recientes con tomógrafos de 256 cortes y una longitud de cobertura por rotación de 8 cm, se han observado resultados similares con una calidad de imagen similar entre las adquisiciones con gatillado prospectivo y retrospectivo y una reducción en la DRE del 62% con la técnica axial <sup>(21,22)</sup>.

El ajuste del voltaje (kilovoltaje) y corriente (miliampere) del tubo de rayos X, de acuerdo al peso de cada paciente o su IMC <sup>(23)</sup>, es otra estrategia para disminuir la DRE. La disminución en la dosis de radiación es directamente proporcional a la disminución del miliamperaje, pero también directamente proporcional al cuadrado de la reducción del kilovoltaje. Por ende, una disminución de 120 a 100 kV genera un impacto mucho más significativo en la disminución de la DRE que una reducción de 100 mA en la corriente del tubo de rayos X. Feuchtner *et al.* <sup>(24)</sup>, utilizando un tomógrafo de 64 filas, demostraron que en pacientes con IMC < a 25 kg/m<sup>2</sup> y una baja carga de

calcio -utilizando un voltaje de 100 kV- se obtenía una reducción del 47% en la DRE en comparación al grupo de pacientes en los que el estudio se realizó con 120 kV, manteniendo una alta calidad de imagen. Stolzmann *et al.* <sup>(25)</sup>, Pflederer *et al.* <sup>(26)</sup> y Hausleiter *et al.* <sup>(27)</sup> en sus respectivos trabajos publicados han demostrado resultados semejantes. En nuestro estudio, la DRE recibida en pacientes con un IMC >/= a 25 fue de 2,96 mSv, mientras que en pacientes con un IMC entre 22 y 24,9 fue de 2,61 mSv, representando una reducción del 0,35 mSv equivalente al 11,8% de la DRE total, y en pacientes con un IMC < a 21,9 fue de 2,12 mSv, representando una reducción de 0,84 mSv equivalente al 28,4% de la dosis de radiación total recibida. La configuración de nuestro tomógrafo no permite realizar estudios con 100 kV, motivo por el cual el ajuste según el IMC de cada paciente se realizó ajustando la corriente del tubo de rayos X. Sin embargo, está disponible la opción de utilizar 80 kV, valor de kilovoltaje bajo, para obtener una calidad de imagen diagnóstica en nuestra población de estudio utilizando el algoritmo de reconstrucción de imágenes estándar. No obstante, la reciente incorporación del algoritmo de reconstrucción de imágenes iterativo avanzado <sup>(28)</sup>, que logra disminuir en forma significativa el ruido generado en una imagen por la baja técnica radiológica utilizada para su adquisición, abre un interrogante y un campo interesante por descubrir en el futuro.

La longitud del plan de estudio es otro parámetro primordial dentro de las estrategias para reducir al máximo la DRE. Es importante, entonces, ajustar el

**Tabla 4:** Comparación de la calidad de imagen de los segmentos coronarios entre las dos modalidades y determinación de la variabilidad interobservador de la ACTC-P.

Segmentos	Observador 1					Observador 2						
	ACTC-P		ACTC-RM		p	ACTC-P		ACTC-RM		p	k	IC 95%
	mediana	rango	mediana	rango		mediana	rango	mediana	rango			
1	4	1-4	4	3-4	0,56	4	1-4	4	3-4	0,56	0,91	0,68 a 1,14
2	4	0-4	4	2-4	0,32	4	0-4	4	2-4	0,37	0,91	0,71 a 1,10
3	4	0-4	4	1-4	0,09	4	0-4	4	1-4	0,11	0,95	0,75 a 1,15
4	4	0-4	4	0-4	0,62	4	0-4	4	1-4	0,47	1	0,80 a 1,20
5	4	0-4	4	0-4	0,21	4	0-4	4	0-4	0,19	0,86	0,68 a 1,05
6	4	2-4	4	3-4	0,84	4	3-4	4	3-4	0,99	0,79	0,61 a 0,97
7	4	3-4	4	3-4	0,56	4	3-4	4	3-4	0,56	1	0,71 a 1,29
8	4	0-4	4	3-4	0,11	4	0-4	4	3-4	0,11	1	0,74 a 1,26
9	4	2-4	4	2-4	0,99	4	2-4	4	2-4	0,99	1	0,79 a 1,20
10	4	0-4	4	3-4	0,69	4	0-4	4	3-4	0,84	0,92	0,70 a 1,13
11	4	3-4	4	3-4	0,56	4	3-4	4	3-4	0,32	0,72	0,51 a 0,94
12	4	1-4	4	3-4	0,06	4	0-4	4	3-4	0,19	0,90	0,68 a 1,12
13	4	2-4	4	3-4	0,68	4	2-4	4	3-4	0,65	0,78	0,53 a 1,03
14	4	2-4	4	3-4	0,16	4	2-4	4	3-4	0,16	1	0,74 a 1,25
15	4	2-4	4	3-4	0,64	4	2-4	4	3-4	0,38	0,95	0,75 a 1,15
16	4	2-4	4	2-4	0,57	4	2-4	4	2-4	0,73	0,79	0,60 a 0,98
											0,92	0,87 a 0,96

ACTC-P, angiografía coronaria por tomografía computada multidetector realizados con técnica de adquisición prospectiva; ACTC-RM, angiografía coronaria por tomografía computada multidetector realizados con técnica de adquisición retrospectiva y modulación de la corriente del tubo de rayos X; k, coeficiente ponderado kappa de Cohen.

número de paquetes de adquisiciones axiales a cada paciente en particular para minimizar la longitud de la adquisición. En nuestra serie de ACTC-P, en la mayoría de los pacientes (n=32) se emplearon 4 paquetes de imágenes, representando una reducción promedio en la dosis efectiva de 0,72 mSv equivalente al 21% del total de la DRE en comparación con aquellos pacientes en los que se utilizaron 5 paquetes de adquisición para realizar el examen (2,67 ± 0,18 mSv versus 3,39 ± 0,16 mSv respectivamente).

La calidad de imagen con ACTC-P no demostró en nuestro estudio diferencias significativas en relación a la obtenida en los de ACTC-R con modulación del tubo (p > 0,05), y tuvo una excelente correlación entre ambos observadores. En concordancia, Klass *et al.* (17) y Shuman *et al.* (29) tampoco hallaron en la evaluación de calidad de imagen diferencias significativas entre ambos grupos. Es importante destacar que Earls *et al.* (30) demostraron en su casuística una calidad de imagen superior en el grupo de pacientes estudiados con ACTC-P.

La técnica de adquisición prospectiva posee algunas desventajas y limitaciones que deben tenerse presentes al momento de optar por su elección: (i) la adquisición de una sola fase del ciclo cardíaco, previamente determinada, por lo cual no es factible la valoración de la función ventricular, la motilidad parietal ni el análisis de válvulas cardíacas; (ii) este protocolo

de adquisición requiere de una frecuencia cardíaca estable y baja, idealmente entre 50-55 lpm; (iii) la generación de artificios de transición, producto de desplazamientos anatómicos y/o de transición de estructuras con densidades de contraste distintas que generan, en la composición de la imagen, artificios por la pérdida en el registro de la fase fisiológica predeterminada y que pueden llegar a ser causas de falsos diagnósticos.

Por último, debemos tener presente algunas limitaciones en nuestro trabajo: (i) es un estudio observacional de un solo centro, analizando en forma retrospectiva un grupo modesto de pacientes; (ii) los pacientes utilizados para valorar la calidad de imagen no fueron los mismos, si bien los grupos no mostraron diferencias estadísticamente; (iii) sólo se valoró la ACTC-P en pacientes con frecuencias cardíacas bajas y estables.

## CONCLUSIONES

La importancia en la disminución de la DRE en los estudios de TC cardíaca, preservando una adecuada calidad diagnóstica, ha impulsado la búsqueda de nuevas técnicas de adquisición de imágenes. La ACTC-P representa la alternativa más efectiva para este fin en un determinado grupo de pacientes con ritmo cardíaco regular y estable y una frecuencia cardíaca menor a 60 lpm.



## Bibliografía

1. Meijboom WB, van Mieghem CA, Mollet NR, 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. Taylor AJ, Cerqueira M, Hodgson JM, et al. ACCF/SCCT/ACR/AHA/ASE/ASNC/NASCI/SCAI/SCMR 2010 Appropriate Use Criteria for Cardiac Computed Tomography. A Report of the American College of Cardiology Foundation Appropriate Use Criteria Task Force, the Society of Cardiovascular Computed Tomography, the American College of Radiology, the American Heart Association, the American Society of Echocardiography, the American Society of Nuclear Cardiology, the North American Society for Cardiovascular Imaging, the Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, and the Society for Cardiovascular Magnetic Resonance. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2010; 4:407.e1-33.
3. Hoffmann MH, Shi H, Schmitz BL, et al. Noninvasive coronary angiography with multislice computed tomography. *JAMA* 2005; 293:2471-8.
4. 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.
5. Hamon M, Morello R, Riddell JW, Hamon M. Coronary arteries: diagnostic performance of 16- versus 64-section spiral CT compared with invasive coronary angiography--meta-analysis. *Radiology* 2007; 245:720-31.
6. Prat-Gonzalez S, Sanz J, Garcia MJ. Cardiac CT: indications and limitations. *J Nucl Med Technol* 2008; 36:18-24.
7. 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.
8. Austen WG, Edwards JE, Frye RL, 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(4 Suppl):5-40.
9. Menzel H, Schibilla H, Teunen D, eds. European guidelines on quality criteria for computed tomography. Luxembourg: European Commission, 2000; Publication No. EUR 16262EN.
10. Hausleiter J, Meyer T, Hermann F, et al. Estimated radiation dose associated with cardiac CT angiography. *JAMA* 2009; 301:500-7.
11. Cademartiri F, Aldrovandi A, Palumbo A, et al. Multislice computed tomography coronary angiography: clinical applications. *Minerva Cardioangiol* 2007; 55:647-58.
12. Hamon M, Lepage O, Malagutti P, et al. Diagnostic performance of 16- and 64-section spiral CT for coronary artery bypass graft assessment: meta-analysis. *Radiology* 2008; 247:679-86.
13. Kacmaz F, Ozbulbul NI, Alyan O, et al. Imaging of coronary artery anomalies: the role of multidetector computed tomography. *Coron Artery Dis* 2008; 19:203-9.
14. Coles DR, Smail MA, Negus IS, et al. Comparison of radiation doses from multislice computed tomography coronary angiography and conventional diagnostic angiography. *J Am Coll Cardiol* 2006; 47:1840-5.
15. 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.
16. Huda W, Vance A. Patient radiation doses from adult and pediatric CT. *AJR Am J Roentgenol* 2007; 188:540-6.
17. Klass O, Jeltsch M, Feuerlein S, et al. Prospectively gated axial CT coronary angiography: preliminary experiences with a novel low-dose technique. *Eur Radiol* 2009; 19:829-36.
18. 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.
19. 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.
20. Bischoff B, Hein F, Meyer T, et al. Comparison of sequential and helical scanning for radiation dose and image quality: results of the Prospective Multicenter Study on Radiation Dose Estimates of Cardiac CT Angiography (PROTECTION) I Study. *AJR Am J Roentgenol* 2010; 194: 1495-9.
21. Efstathopoulos EP, Kelekis NL, Pantos I, et al. Reduction of the estimated radiation dose and associated patient risk with prospective ECG-gated 256-slice CT coronary angiography. *Phys Med Biol* 2009; 54: 5209-22.
22. Law WY, Yang CC, Chen LK, et al. Retrospective gating vs. prospective triggering for noninvasive coronary angiography: Assessment of image quality and radiation dose using a 256-slice CT scanner with 270 ms gantry rotation. *Acad Radiol* 2011; 18:31-9.
23. Jung B, Mahnken AH, Stargardt A, et al. Individually weight-adapted examination protocol in retrospectively ECG-gated MSCT of the heart. *Eur Radiol* 2003; 13:2560-6.
24. Feuchtner GM, Jodocy D, Klauser A, et al. Radiation dose reduction by using 100-kV tube voltage in cardiac 64-slice computed tomography: a comparative study. *Eur J Radiol* 2010; 75: e51-6.
25. Stolzmann P, Leschka S, Scheffel H, et al. Dual-source CT in step-and-shoot mode: noninvasive coronary angiography with low radiation dose. *Radiology* 2008; 249:71-80.
26. Pflederer T, Rudofsky L, Ropers D, et al. Image quality in a low radiation exposure protocol for retrospectively ECG-gated coronary CT angiography. *AJR Am J Roentgenol* 2009;192:1045-50.
27. Hausleiter J, Martinoff S, Hadamitzky M, et al. Image quality and radiation exposure with a low tube voltage protocol for coronary CT angiography results of the PROTECTION II Trial. *JACC Cardiovasc Imaging* 2010; 3: 1113-23.
28. Renker M, Ramachandra A, Schoepf UJ, et al. Iterative image reconstruction techniques: applications for cardiac CT. *J Cardiovascular Comput Tomogr* 2011; 5: 225-30.
29. Shuman WP, Branch KR, May JM, 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.
30. Earls JP, Berman EL, Urban BA, 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.

## Agradecimientos

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

El autor y los colaboradores del trabajo declaran no tener ningún conflicto de intereses.