



# UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

---

---

FACULTAD DE MEDICINA  
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO

INSTITUTO NACIONAL DE CARDIOLOGÍA  
"IGNACIO CHÁVEZ" - GRUPO CT SCANNER

**DETECCIÓN DE REALCE TARDÍO MIOCÁRDICO POST CATETERISMO  
CARDIACO CON TOMÓGRAFO MULTIDETECTOR DE 64 CORTES Y  
PROTOCOLO DE BAJA RADIACIÓN**

## TESIS

PARA OBTENER EL TÍTULO DE  
MÉDICO ESPECIALISTA EN:

**IMAGENOLOGÍA DIAGNÓSTICA Y TERAPEÚTICA**

PRESENTA:

**DRA. BYANKA LORENA POZZO SALVATIERRA**



ASESOR:

DR. ERIC TAKEHIRO KIMURA HAYAMA

MEXICO DF

2009



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

**DR. JOSE MANUEL CARDOSO RAMÓN**  
**DIRECTOR GENERAL- CT SCANNER**  
**PROFESOR TITULAR UNAM**

**DR. KENJI KIMURA FUJIKAMI**  
**PROFESOR ADJUNTO**

**DR. JOSÉ FERNANDO GUADALAJARA BOO**  
**DIRECTOR DE ENSEÑANZA**  
**INSTITUTO NACIONAL DE CARDIOLOGÍA “IGNACIO CHAVEZ”**

**DR. ERIC TAKEHIRO KIMURA HAYAMA**  
**ASESOR DE LA TESIS**

## **DEDICATORIA**

*A mis padres, a mi hermana y a mi querido esposo por su inmenso amor y apoyo incondicional en todos estos años.*

*A mis maestros por enseñarme el verdadero valor del conocimiento.*

*A mi asesor de tesis y maestro Dr. Eric Kimura por ser, junto a su familia un ejemplo de vida para mi.*

## INDICE

I.	INTRODUCCIÓN .....	1
II.	HIPÓTESIS .....	2
III.	OBJETIVO .....	2
IV.	MATERIAL Y MÉTODOS .....	3
	1. Población de estudio.....	3
	2. Parámetros de adquisición.....	4
	3. Postprocesamiento de imágenes.....	4
	4. Análisis estadístico.....	7
V.	RESULTADOS.....	7
VI.	DISCUSIÓN.....	9
VII.	CONCLUSIONES.....	11

## I. INTRODUCCIÓN

Una adecuada distinción entre miocardio viable e infartado en pacientes con disfunción cardiaca tiene importantes implicaciones clínicas. En los pacientes con enfermedad cardiaca isquémica y miocardio sustancialmente viable, la disfunción del ventrículo izquierdo puede mejorar después de la revascularización coronaria [1–6], y de esta manera disminuir la mortalidad. [7–11].

La identificación de miocardio infartado es también importante por ser un sustrato arritmogénico [12–14], lo que representa una causa de muerte súbita. Por esta razón, la identificación de miocardio viable que puede responder a la revascularización y de miocardio infartado potencialmente arritmogénico, representa implicaciones clínicas muy valiosas para pacientes con disfunción cardiaca.

Desde mediados de los 80's se reportan en la literatura estudios de Imagen por Resonancia Magnética (IRM) para la detección de daño miocárdico después de la administración de contraste intravenoso [15]. Estos reportes se basan en el concepto de acumulación de gadolinio en zonas de tejido infartado, minutos después de su inyección, observándose como regiones de realce, hiperintensas o “brillantes” en las imágenes.

Con el tiempo, la técnica de IRM se ha perfeccionado y actualmente es considerada el método de elección para la detección de zonas de realce tardío (RT) miocárdico, que en estudios animales y humanos traducen la presencia, localización y extensión del daño miocárdico agudo y crónico irreversible en enfermedad coronaria [15-18].

Sin embargo, si nos referimos a la utilidad de esta técnica en un contexto agudo o de urgencia, estaría limitada; tanto por el tiempo requerido para la realización del estudio como por la dificultosa monitorización de los pacientes inestables dentro de un magneto. Por estas mismas razones las técnicas de medicina nuclear y ecocardiografía con estrés farmacológico también están limitadas.

Recientemente se ha demostrado la utilidad de la Tomografía Computada Multidetector (TCMD) en la detección de áreas de RT minutos después de la realización de angiografía coronaria, sin necesidad de re-inyección de medio de contraste, en pacientes con infarto agudo de miocardio; perfilándose como un método prometedor para la valoración temprana de viabilidad miocárdica con importantes implicaciones pronósticas [19]. Sin embargo, la dosis de radiación efectiva reportada en la literatura hasta la fecha es alta, superior a los 20 mSv, lo que representa una limitante potencial para su aplicación clínica.

## **II. HIPÓTESIS**

Es posible detectar zonas de realce tardío miocárdico en pacientes post-cateterizados mediante imágenes con óptima calidad diagnóstica obtenidas con TCMD y dosis bajas de radiación.

## **III. OBJETIVO**

Evaluar dos protocolos de TCMD con sincronización cardíaca y técnica de baja radiación, comparando cuantitativamente la calidad diagnóstica de cada uno de ellos para la detección de RT miocárdico en pacientes post cateterizados por evento agudo coronario.

#### IV. MATERIAL Y MÉTODOS

##### 1. Población de estudio:

Se incluyeron treinta y un pacientes consecutivos que recibieron cateterización cardiaca por sospecha de isquemia miocárdica (n = 31; 23 hombres, 8 mujeres): 11 pacientes con infarto agudo de miocardio (IAM) con elevación ST, 7 con IAM sin elevación ST, 4 con angina inestable, 4 con angina estable, y 5 pacientes con isquemia miocárdica sospechada por otros exámenes (Tabla 1). No se utilizó reinyección de medio de contraste.

El comité de ética aprobó el estudio, obteniéndose un consentimiento informado de cada paciente.

**Tabla 1.- Características de los pacientes**

	<b>Sin Realce Tardío (n = 10)</b>	<b>Con Realce Tardío (n = 21)</b>	<b>p</b>
<b>Edad</b>	<b>61.6 ± 11</b>	<b>61.3 ± 8</b>	<b>0.9</b>
<b>Diabetes</b>	<b>0%</b>	<b>47.6%</b>	<b>0.01</b>
<b>Tabaquismo</b>	<b>50%</b>	<b>40%</b>	<b>0.6</b>
<b>Dislipidemia</b>	<b>50%</b>	<b>76.2%</b>	<b>0.2</b>
<b>Hipertensión</b>	<b>88.9%</b>	<b>90.5%</b>	<b>1</b>
<b>Tiempo entre CC-TC (min)</b>	<b>18.3 ± 2.8</b>	<b>21.5.6 ± 6</b>	<b>0.1</b>
<b>Volumen de contraste (cc)</b>	<b>273 ± 80</b>	<b>273 ± 117</b>	<b>0.09</b>
<b>ERD (mSv)</b>	<b>2.5 ± 0.3</b>	<b>2.5 ± 0.6</b>	<b>0.9</b>

CC-TC: cateterismo cardiaco y estudio de Tomografía computada

## **2. Parámetros de adquisición:**

Se obtuvieron adquisiciones de tipo retrospectivo con equipo de TCMD de 64 cortes y sincronización cardiaca (Cardiac Somatom Sensation 64; Siemens, Forcheim, Germany).

Se emplearon las siguientes estrategias de reducción de dosis de radiación:

- a) 100 kVp
- b) 500 mAs
- c) Modulación de corriente con pulsación electrocardiográfica (ECG)
- d) Cambio en la configuración del detector adaptativo de formación: de 2 x 32 x 0.6mm (cobertura de volumen/rotación 19.2 mm) a 24 x 1.2mm (cobertura de volumen/rotación 28.8 mm).

## **3. Postprocesamiento de imágenes:**

Las imágenes iniciales se obtuvieron con un grosor de corte de 3mm y un intervalo de reconstrucción de 3mm, filtro de Kernel b30f. A partir de este grupo de imágenes se obtuvieron dos protocolos de reconstrucción:

Protocolo A: Reconstrucción con filtro convencional, grosor de corte de 8mm en ejes cardiacos reales: axial (eje corto) y sagital (eje largo o dos cámaras) desde la base a la punta del corazón. (figs. 1-4).

Protocolo B: Reconstrucción con filtro de realce de bajo contraste (LCE, del inglés *low contrast enhancement filter*) (Workstation Syngo MMWP versión 2007-A, Siemens), grosor de corte de 8 mm en ejes cardiacos reales (figs. 3 y 4). El propósito de utilizar el filtro LCE fue manipular las imágenes para reducir el ruido de las mismas.

Se calculó la relación señal-ruido (SNR, *del inglés signal-to-noise ratio*), y la relación contraste-ruido (CNR, *del inglés contrast-to-noise ratio*) entre las áreas de señal anormal en el miocardio (e.j. segmentos de RT), el miocardio normal ( $CNR_{mioc}$ ) y la cavidad del ventrículo izquierdo ( $CNR_{vi}$ ) en ambos protocolos. Se utilizó un ROI (región de interés) de aproximadamente  $1\text{ cm}^2$  (fig. 2). La dosis de radiación efectiva (ERD, *del inglés effective radiation dose*) fue calculada de acuerdo a los métodos propuestos por la “European Working Group for Guidelines on Quality Criteria in CT” [25]. La ERD se obtuvo de multiplicar el producto dosis-longitud (DLP) y el coeficiente de conversión para el tórax ( $k = 0.017\text{ mSv} \cdot \text{mGy}_1 \cdot \text{cm}_1$ ).

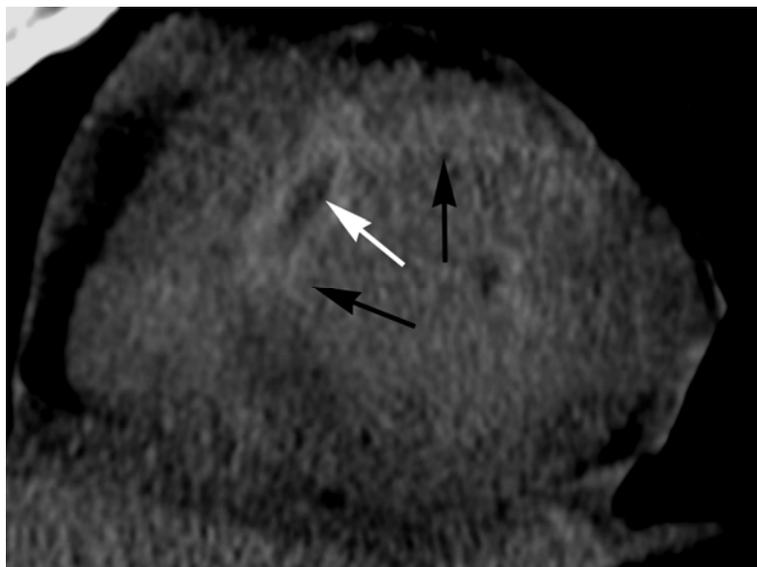


Fig. 1. Eje corto del VI en su tercio medio, con grosor de corte de 8-mm. Obsérvese un área de RT (flechas negras) en el territorio de la arteria descendente anterior y una zona de obstrucción microvascular (flecha blanca) en su interior.

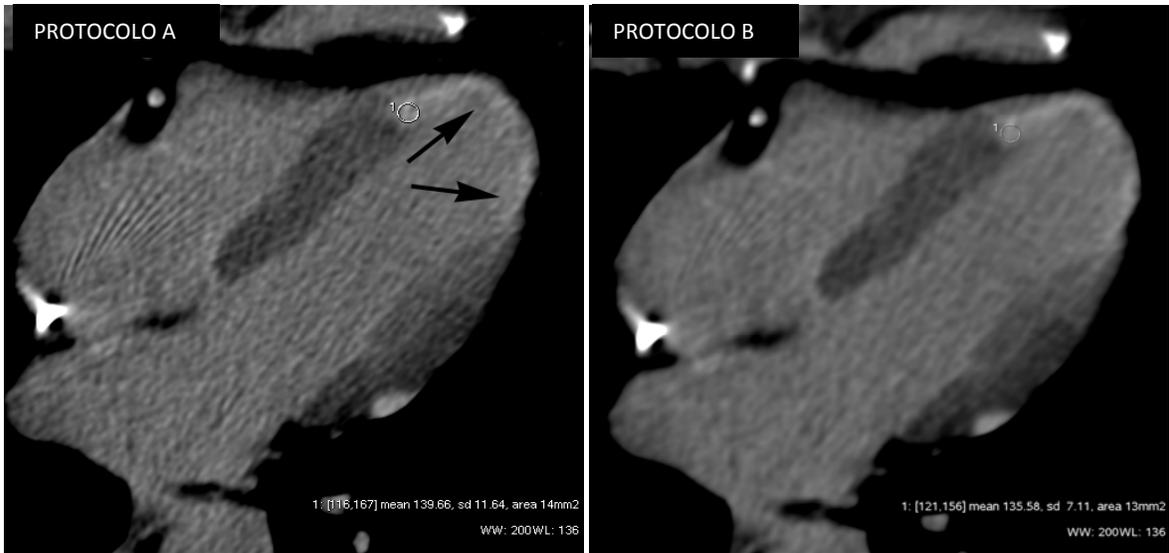


Fig. 2. Eje cuatro cámaras cardiacas demostrando la diferencia entre el protocolo A y B en relación al ruido de la imagen en el área de RT (flechas). Obsérvese la disminución significativa del mismo (de 11.64 a 7.11 UH) después de la aplicación del filtro LCE.

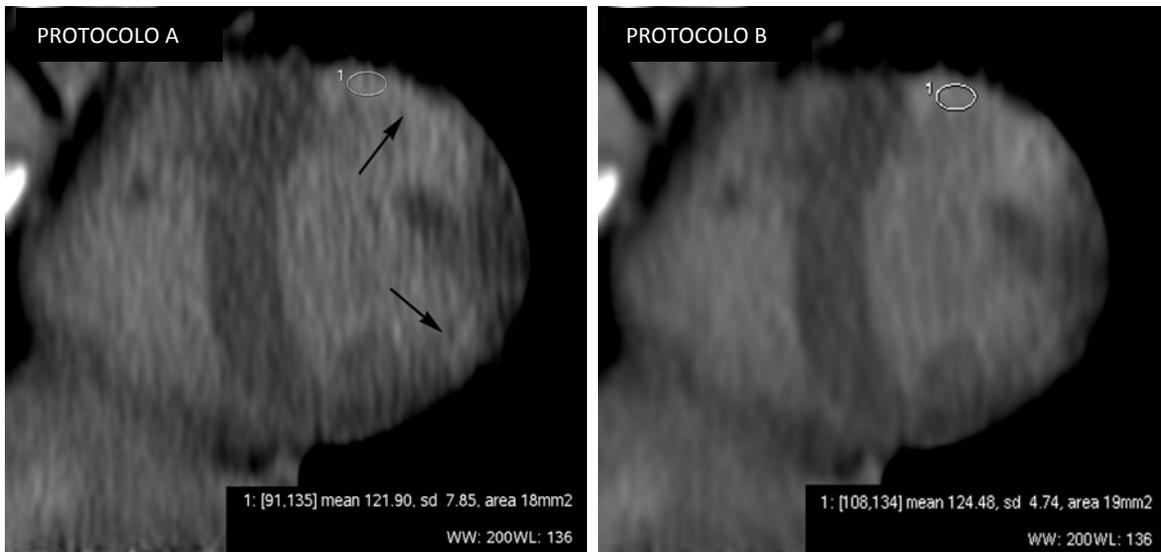


Fig. 3. Eje corto del VI en su tercio medio (*el mismo paciente de la fig. 3*) mostrando dos territorios vasculares (Descendente anterior y Circunfleja izquierda) (flechas) con RT transmural. Obsérvese nuevamente la mejoría significativa en el ruido de la imagen con el filtro LCE.



Fig. 4. Masculino de 62 años de edad con IAM y un área de RT transmural (flechas) en el territorio de la arteria circunfleja izquierda. El  $CNR_{mioc}$  y  $CNR_{vi}$  fueron de 12 y 5 respectivamente.

#### **4. Análisis estadístico:**

Se comparó la densidad del área de RT, del miocardio normal y de la cavidad ventricular izquierda, el SNR,  $CNR_{mioc}$  y  $CNR_{vi}$  en ambos protocolos. Se utilizaron las pruebas de T de Student pareada o  $\chi^2$ . Un valor de  $p < 0.05$  fue considerado significativo. Se empleó el programa estadístico SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*) para Windows 10.0 (SPSS Inc).

## **V. RESULTADOS**

Del total de pacientes, no hubieron diferencias significativas entre los que presentaron zonas de RT y los que no las presentaron, a excepción de los que padecían diabetes ( $p = 0.01$ ) (Tabla 1).

No hubo correlación entre la cantidad de volumen de material de contraste y el SNR o CNR, ni tampoco entre el tiempo transcurrido desde el cateterismo cardiaco y la adquisición tomográfica ( $r = 0.2$ ). La dosis de radiación efectiva fue similar en ambos grupos (2.6 mSv).

Después de la aplicación del filtro LCE se evidenció una mejoría significativa en el ruido de las imágenes, el SNR,  $CNR_{mioc}$  y  $CNR_{vi}$ ; sin embargo, no hubieron diferencias significativas entre la densidad del miocardio normal y la densidad del RT miocárdico (Tabla 2 y fig. 5).

**Tabla 2.- Comparación de parámetros en el protocolo A y protocolo B**

	<b>Protocolo A (sin filtro)</b>	<b>Protocolo B (filtro LCE)</b>	<b>P</b>
<b>Miocardio normal</b>	<b>71.19 ± 10</b>	<b>71.9 ± 13</b>	<b>0.7</b>
<b>Miocárdico hiperdenso (MH)</b>	<b>126.1 ± 32</b>	<b>124.6 ± 39</b>	<b>0.5</b>
<b>Ruido (DS de MH)</b>	<b>9.8 ± 4.2</b>	<b>6.1 ± 2.7</b>	<b>&lt;0.01</b>
<b>Densidad de la cavidad del VI</b>	<b>99 ± 20</b>	<b>94 ± 19</b>	<b>0.04</b>
<b>SNR</b>	<b>13.9 ± 3.1</b>	<b>22.4 ± 9.3</b>	<b>&lt;0.001</b>
<b><math>CNR_{mioc}</math></b>	<b>5.4 ± 1.8</b>	<b>8.6 ± 5.2</b>	<b>0.003</b>
<b><math>CNR_{vi}</math></b>	<b>2.3 ± 2.7</b>	<b>5 ± 4.7</b>	<b>0.001</b>

DS: Desviaciones estándar. SNR: relación señal-ruido. CNR: Relación contraste-ruido.

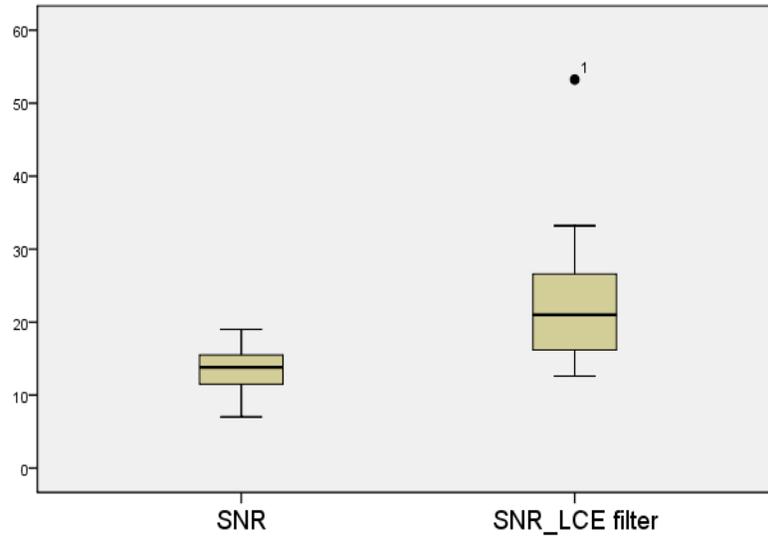


Fig. 5. Gráfica mostrando la diferencia del SNR ( $p < 0.001$ ) entre el protocolo A y el protocolo B ( $13.9 \pm 3.1$  vs  $22.4 \pm 9.3$ ).

## **VI. DISCUSIÓN**

Se ha demostrado que el RT por IRM es un marcador específico de necrosis miocárdica que se correlaciona íntimamente con la histopatología. Sin embargo, no es un método práctico ni disponible en un ámbito de emergencia.

Dado que el tiempo de realización de los estudios de TCMD fue en promedio de 10 minutos, esta técnica parece no interferir significativamente en el cuidado del paciente agudo. [20]

Estudios recientes han demostrado que la TCMD puede identificar con precisión la localización y extensión del área de miocardio infartado utilizando grandes volúmenes de contraste intravenoso en modelos animales que experimentan oclusión / reperfusión, con buena correlación histopatológica [21,22].

Posteriormente se ha validado la utilidad de la TCMD de 64 cortes para detectar zonas de RT inmediatamente después de la angiografía coronaria post infarto y sin re-inyección de medio de contraste [23].

También se reportan en la literatura varios estudios en modelos animales y en humanos [6, 14, 15] que demuestran una buena correlación entre la IRM y la TCMD para la detección de captación de contraste intravenoso (gadolinio vs yodo) en las zonas de miocardio infartado [16].

Esto se entiende de acuerdo al concepto de que la cinética de “entrada y salida” (wash-in y wash-out) del medio de contraste en el IAM, traduce el estado de normalidad o alteración de los miocitos y de la integridad de las membranas sarcolémicas [22]. Debido a que los agentes de contraste yodado tienen una cinética similar a la del Gd-DTPA con gadolinio en el miocardio infartado y no infartado, los mecanismos subyacentes para el realce con medio de contraste en zonas de necrosis miocárdica, son similares a los observados en IRM [14].

Las causas de disminución de la perfusión microcirculatoria después de la terapia de reperfusión son multifactoriales e incluyen tromboembolia distal, vasoconstricción, edema intersticial, síndrome de fuga capilar y posible daño por reperfusión, entre otros [23].

Bajo condiciones de normalidad en la función de los miocitos, las membranas sarcolémicas excluyen el yodo del espacio intracelular; por lo que ningún RT se observa por TCMD en un miocardio no infartado. Cuando ocurre necrosis de miocitos y disfunción de la membrana sarcolémica, las moléculas de yodo penetran a la célula, lo que resulta en realce tardío. Es importante recordar que los patrones de RT miocárdico pueden ser predictores muy tempranos de futura remodelación ventricular y eventos clínicos.

De éste modo la TCMD aparece como una herramienta de gran utilidad, amplia disponibilidad y tiempos de adquisición muy cortos para la evaluación de tejido no viable inmediatamente después del cateterismo cardiaco en estado postinfarto.

No obstante, una de las limitaciones importantes reportadas en estudios anteriores en la aplicación clínica de este método, está dada por las altas dosis de radiación utilizadas en los protocolos propuestos para este tipo de estudios (por encima de los 20 mSv).

En el presente estudio confirmamos la utilidad de la TCMD en la detección de áreas de RT miocárdico, sin medio de contraste adicional, utilizando un protocolo con sincronización cardiaca y por primera vez, obteniendo dosis bajas de radiación efectivas (2.6 mSv).

Todas las imágenes obtenidas demostraron adecuado contraste entre el miocardio normal y el infartado. Mas aún, el uso del filtro LCE mejoró la calidad de las imágenes, reduciendo significativamente el ruido y mejorando de forma importante tanto el SNR como el CNR.

#### ***Limitaciones del estudio:***

a) Ausencia de un estándar de referencia:

Sin embargo, basándonos en lo reportado hasta la fecha [15-19, 25, 26], está bien demostrado que la correlación que existe entre TCMD e IRM en un contexto similar es buena ( $r = 0.55$ ).

b) Ausencia de adquisición de TCMD con dosis de radiación óptima para comparar los protocolos propuestos con una técnica convencional:

Este escenario no es el ideal, porque la realización en un mismo paciente de ambos protocolos, convencional y de baja radiación, podría incrementar potencialmente la ERD por encima de 10-15 mSv [27].

- c) Variabilidad del volumen de material de contraste administrado y lapso de tiempo entre el cateterismo y la adquisición de imágenes:

Debido a que este estudio se realizó en un ámbito de emergencia, estos parámetros no fueron ajustables. Sin embargo, no hubo correlación positiva entre el volumen de material de contraste y el SNR/CNR. Además se obtuvieron imágenes con buena calidad diagnóstica incluso después de los 45 minutos post cateterismo, en comparación al típico retraso de 5–10 minutos descrito en los estudios de TC estándar para detección de RT [19].

- d) Tamaño de la cohorte:

Fue debido a que este estudio es piloto en la demostración de un protocolo con dosis bajas de radiación para la detección de realce tardío miocárdico por tomografía computada.

## **I. CONCLUSIONES**

1. En un contexto de emergencia el RT con TCMD puede ser utilizado para valorar el número de segmentos miocárdicos involucrados y para cuantificar la extensión transmural del tamaño de un infarto.
2. Un estudio retrospectivo de TCMD con sincronización cardíaca y con dosis baja de radiación puede utilizarse en pacientes postcateterizados para evaluar la presencia de áreas de RT, manteniendo una ERD  $<3$  mSv y sin necesidad de inyección de medio de contraste adicional.
3. La aplicación de un filtro LCE disminuye significativamente el ruido de las imágenes e incrementa consecuentemente el SNR y CNR. Este método mejora la calidad de imagen y provee una mejor imagen incluso con bajas dosis de radiación efectiva.