

GUÍAS PARA LOS PROCEDIMIENTOS DE IMAGEN EN CARDIOLOGÍA NUCLEAR DE LA AMERICAN SOCIETY OF NUCLEAR CARDIOLOGY (ASNC)

Tomografía por emisión de fotones únicos (SPECT)

Thomas A. Holly^a, MD; Brian G. Abbott^b, MD; Mouaz Al-Mallah^c, MD; Dennis A. Calnon^d, MD; Mylan C. Cohen^e, MD, MPH; Frank P. DiFilippo^f, PhD; Edward P. Ficaro^g, PhD; Michael R. Freeman^h, MD; Robert C. Hendelⁱ, MD; Diwakar Jain^j, MD; Scott M. Leonard^a, MS, CNMT, RT(N); Kenneth J. Nichols^k, PhD; Donna M. Polk^l, MD, MPH, y Prem Soman^m, MD, PhD

Traducción realizada por Fernando Mut, MD, y Néstor Alejandro Vita, MD, y revisada por Jeffrey Rosenblatt, MD, FACC, FASNC, para la ASNC.

1. INTRODUCCIÓN

El presente documento es una actualización de una versión anterior de la guía sobre tomografía por emisión de fotones únicos (SPECT) desarrollada por la American Society of Nuclear Cardiology (ASNC). Aunque el documento original fue publicado hace pocos años, desde entonces se ha producido un avance significativo en la tecnología de las cámaras, en los protocolos de adquisición de imágenes y en los algoritmos de reconstrucción, lo cual ha dado lugar a la necesidad de una revisión. Esta publicación ha sido diseñada con el fin de proporcionar una guía de procedimientos imagenológicos para los médicos y técnicos que se desempeñan en la práctica de la cardiología nuclear. Aunque que la información aportada en este documento ha sido cuidadosamente revisada por expertos en dicho campo, no debe ser considerado como una recomendación médica o un servicio profesional. Los autores son conscientes de que la tecnología de SPECT está evolucionando rápidamente y que estas recomendaciones pueden necesitar una nueva revisión en un futuro cercano. Por lo tanto, las directrices proporcionadas en esta publicación no

deben ser aplicadas en estudios clínicos antes de ser revisadas y aprobadas por médicos y técnicos calificados en sus propias instituciones.

2. GARANTÍA DE CALIDAD E INSTRUMENTACIÓN

La correcta elección del equipamiento y un programa de garantía de calidad (GC) bien diseñado son requisitos esenciales para optimizar la precisión diagnóstica y para asegurar la consistencia y la alta calidad de un procedimiento imagenológico. Las siguientes directrices pretenden proporcionar un medio apropiado para evaluar el funcionamiento del equipo en conjunción con la imagen en cardiología nuclear. Considerando que el modo óptimo de realizar una prueba específica puede variar considerablemente entre las diferentes marcas y modelos de equipos, este documento no pretende reemplazar las recomendaciones de los fabricantes.

Durante décadas, el diseño de las gammacámaras de SPECT se ha mantenido esencialmente idéntico. Dichas cámaras constan de uno o más detectores de centelleo tipo Anger de campo amplio (cristal único de NaI[Tl] con grandes tubos fotomultiplicadores [TFM] y colimadores de agujeros paralelos). La GC y el desempeño de estas cámaras son bien conocidos y serán detallados en este documento. Sin embargo, en los últimos años han aparecido nuevas cámaras de SPECT dedicadas a cardiología cuyos diseños de sistema, detectores y colimadores son significativamente diferentes. Dado que esta tecnología se encuentra en rápida evolución, no existen aún guías detalladas de GC para estos nuevos equipos. Hasta que estas guías estén disponibles, el usuario es responsable del estudio y seguimiento de las recomendaciones aportadas por el fabricante, y debe implementar estándares de GC específicos aceptables

^aNorthwestern University, Chicago, Illinois, Estados Unidos; ^bWarren Alpert Medical School of Brown University, Providence, Rhode Island, Estados Unidos; ^cHenry Ford Hospital, Detroit, Michigan, Estados Unidos; ^dMidOhio Cardiology & Vascular Consultants, Columbus, Ohio, Estados Unidos; ^eMaine Cardiology Associates, South Portland, Maine, Estados Unidos; ^fCleveland Clinic, Cleveland, Ohio, Estados Unidos; ^gUniversity of Michigan, Ann Arbor, Michigan, Estados Unidos; ^hSt. Michael's Hospital, University of Toronto, Toronto, Ontario, Canadá; ⁱUniversity of Miami Miller School of Medicine, Miami, Florida, Estados Unidos; ^jDrexel University College of Medicine, Newton Square, Pennsylvania, Estados Unidos; ^kLong Island Jewish Medical Center, New Hyde Park, New York, Estados Unidos; ^lHartford Hospital, Hartford, Connecticut, Estados Unidos; ^mUPMC Cardiovascular Institute, Pittsburgh, Pennsylvania, Estados Unidos.

según el diseño de la cámara que utilice. Para ser de ayuda en dicha tarea, en este documento se resumen algunos conceptos básicos y sus implicaciones sobre la GC y el desempeño de estos equipos.

2.1. Detectores

Los detectores son el corazón de los sistemas de SPECT, responsables de detectar los fotones de alta energía emitidos por el paciente, estimando su energía y determinando el sitio de interacción, y de generar los datos necesarios para la ulterior reconstrucción de la imagen. La capacidad para realizar estas tareas depende de su diseño, materiales y electrónica. Las variables primarias que determinan el desempeño de un detector para SPECT son la resolución de energía, la sensibilidad y la resolución espacial.

2.1.1. Cámara de centelleo (cámara Anger).

La mayoría de sistemas de SPECT están basados en la tecnología de la cámara Anger, en la que uno o más cabezales rotan alrededor del paciente. Las cámaras Anger constan de un cristal único, que absorbe los fotones gamma incidentes y, en respuesta, centellea, es decir, emite luz. Por detrás, se encuentran una serie de tubos fotomultiplicadores y el sistema electrónico para detectar la energía de los rayos gamma y determinar la ubicación del centelleo en el cristal. Los cristales de NaI(Tl) de la cámara Anger son típicamente de un espesor de 1/4 a 3/8 de pulgada (0,63 a 0,95 cm), aunque pueden llegar a tener un grosor de 5/8 de pulgada (1,59 cm). Cuanto mayor es el espesor del cristal, mayor es la sensibilidad de la cámara Anger, ya que incrementa la probabilidad de que un rayo gamma interactúe con el mismo. Sin embargo, al aumentar el espesor también se incrementa la dispersión de la luz emitida por los fotones y la localización espacial del rayo gamma es menos precisa, lo cual afecta a la resolución intrínseca de la cámara.

2.1.2. Cristales de centelleo (pixelados). Una alternativa al diseño Anger de cristal de centelleo único es un grupo de varios cristales. En este diseño, un gran número de pequeños cristales (p. ej., cubos de 6 mm de CsI(Tl)) son revestidos con material reflectivo y agrupados formando un conjunto. Una ventaja de este diseño pixelado es que el centelleo de la luz es mucho más enfocado que en la cámara Anger y puede ser detectado por un conjunto de fotodiodos en vez de los convencionales TFM, lo que da lugar a un detector mucho más compacto. Una probable desventaja de los detectores pixelados es su eficiencia menor en cuanto a la resolución de energía. Los detectores pixelados son capaces de obtener tasas de conteo muy altas, debido a sus pulsos de luz aislados, y han sido usados para estudios cardíacos de primer pasaje.

2.1.3. Detectores semiconductores de estado sólido. Recientemente han sido introducidos nuevos sistemas de SPECT, algunos basados en pequeños módulos de detectores de estado sólido. En los detectores de estado sólido, los rayos gamma son absorbidos por el material semiconductor, que genera directamente pares de electrones que son empujados a una placa final mediante la aplicación de un campo eléctrico. La carga recogida del par de electrones es usada para determinar la localización y la energía del rayo gamma. Uno de estos detectores de estado sólido está construido con cadmio-zinc-telurio (CZT), y se ha comunicado que los equipos SPECT que usan estos detectores tienen una sensibilidad de conteo mejor, una resolución de energía superior y una resolución espacial superior^{1,2}. La magnitud de mejoría informada en la sensibilidad es del orden de 3-10 veces³, con una resolución espacial al menos dos veces superior respecto a la cámara Anger². El tamaño pequeño de los módulos de estado sólido ha hecho posible la aparición de un cierto número de diseños de detectores mejorados. Algunos equipos poseen los cristales de CZT fijos, siendo la única parte móvil el colimador. En otros, cada detector de CZT está equipado con su propio colimador «pinhole» (agujero de alfiler), sin contar con partes móviles excepto un mecanismo para posicionar el detector lo más cerca posible del paciente.

2.2. Resolución de energía

La calidad de la imagen está afectada por la resolución de energía. Idealmente, la imagen debe estar compuesta sólo por los fotones primarios emitidos por el decaimiento del radionúclido y no por los fotones secundarios dispersados en el medio (*scatter*). Cuanto mayor es la resolución de energía de un equipo de imágenes, mayor es la eficiencia para discriminar entre fotones primarios y el *scatter*, lo que proporciona un mejor contraste de imagen y una cuantificación más precisa de la concentración del radionúclido *in vivo*. En el contexto de las imágenes de perfusión miocárdica, los sistemas con mayor resolución de energía tienen la capacidad de discriminar mejor, mediante un contraste de la imagen superior, entre áreas de hipoperfusión y áreas vecinas de perfusión normal.

Para estudios con ^{99m}Tc, lo habitual es la colocación de una ventana de energía simétrica del 20 % centrada alrededor de un pico del isótopo de 140 keV. En cámaras modernas con una resolución superior puede utilizarse una ventana del 15 %, que se asocia a una pequeña pérdida de los rayos gamma primarios, aunque logrando una mejoría en el contraste de la imagen. Con el ²⁰¹Tl, que tiene un fotopico ancho de menor energía,

para el pico de 70 keV es apropiado usar una ventana de energía del 30 %, mientras para el pico de 167 keV es adecuada una ventana del 15 %. La calibración absoluta de energía puede ser poco fiable para la energía baja del ^{201}Tl , cambiando levemente la posición del fotopico en el espectro en las diferentes cámaras. Por lo tanto, el pico de energía y la ventana deben ser establecidos para cada cámara individualmente, basándose en el espectro de energía que se muestra⁴. Para la mayoría de cámaras Anger modernas, se espera una resolución energética del 9-10 % para fotones de 140 keV del $^{99\text{m}}\text{Tc}$ y del 15-17 % para fotones de 70 keV del ^{201}Tl ⁵. Para los detectores de CZT, se ha comunicado una resolución de energía del 5-6 % para el $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ^{1,2}.

2.3. Resolución espacial

La resolución espacial se refiere al menor tamaño de un objeto que puede ser identificado con exactitud, y a menudo se expresa como el «ancho a la mitad de máxima altura» (FWHM) de la función de dispersión del fotopico. Para los datos adquiridos con cámaras Anger, la resolución final o total depende de la resolución intrínseca y de la resolución del colimador. La resolución intrínseca es típicamente de 3,5-4,0 mm para el $^{99\text{m}}\text{Tc}$ y depende de las características del cristal y del circuito lógico usado para determinar la localización espacial del fotón detectado. El colimador tiene un gran impacto en la resolución espacial: para un colimador de alta resolución, la misma se sitúa típicamente en ~10 mm para una fuente de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ colocada a 10 cm de la superficie del colimador. La resolución varía para diferentes colimadores, según la longitud y el diámetro de los agujeros: colimadores con agujeros pequeños y largos proporcionan una mejor resolución espacial, pero una menor sensibilidad.

En los equipos de SPECT, la resolución espacial está influenciada, además, por el proceso de reconstrucción de la imagen. El más común de los algoritmos de reconstrucción utilizados es la retroproyección filtrada, que involucra una función de reconstrucción (p. ej., una función en rampa en el dominio de la frecuencia espacial) y un posfiltrado, que usualmente está diseñado para suprimir el ruido de la imagen. En la representación en el dominio de la frecuencia espacial, un filtro de suavizado tiene una pendiente en las altas frecuencias cuyo efecto es suprimir el ruido de la imagen, especialmente en aquellos estudios con escasa densidad de cuentas, a expensas de sacrificar la resolución espacial. Una inclusión de las señales de alta frecuencia produce una mejor resolución espacial, pero a menudo conlleva imágenes muy ruidosas y de bajo cociente señal-ruido⁶. Recientemente han sido empleados algorit-

mos de reconstrucción más sofisticados, que simulan las características físicas del sistema de obtención de la imagen. Esto incluye algoritmos estadísticos de máxima-probabilidad y expectativa-máxima (ML-EM)⁷ y algoritmos de subconjunto-ordenado expectativa-maximizada (OS-EM)⁸.

En los nuevos equipos basados en diseños de múltiples detectores pequeños de estado sólido, la formación de las imágenes tomográficas se implementa a través del uso de algoritmos ML-EM u OS-EM que no solamente generan los cortes tomográficos, sino que también hacen posible corregir la influencia de la radiación dispersa (*scatter*) estimando su componente al usar datos provenientes de múltiples ventanas de energía^{9,10}. Además, los algoritmos MLEM y OSEM habilitan la incorporación de información detallada acerca del modo en el cual cada detector varía su respuesta con la distancia respecto a la fuente de emisión¹¹. Estos algoritmos también son capaces de compensar el efecto de la atenuación usando mapas de atenuación obtenidos de fuentes lineales externas o de tomografía computarizada (TC) en los equipos de SPECT/TC.

2.4. Sensibilidad del detector

La calidad de la imagen en el centellograma o gammagrafía está fundamentalmente determinada por el índice señal/ruido. La mayor sensibilidad del equipo implica la recolección de un elevado número de cuentas, lo que se traduce en un índice señal/ruido alto. Cuanto mayor sea el número de cuentas adquirido, mayor certeza se tendrá para conocer la distribución tridimensional (3D) del trazador en el órgano a estudiar. La cantidad de radionúclido que puede ser inyectada para cada estudio está limitada por la cantidad de radiación a la cual puede ser expuesto el paciente durante el procedimiento diagnóstico. Así, dado que existe un límite superior en la cantidad de material radiactivo que puede ser inyectado rutinariamente, es deseable disponer de la mayor sensibilidad para generar una imagen clínica diagnóstica.

2.5. Limitación en la tasa de conteo

A una tasa de detección de fotones muy alta, el sistema electrónico de la cámara puede experimentar dificultad para analizar cada fotón incidente. Esta pérdida relativa de cuentas, a menudo conocida como «tiempo muerto», puede afectar a la distribución estimada de un radiotrazador en el cuerpo. Para la mayoría de los radiotrazadores cardíacos, protocolos y sistemas de imagen, el tiempo muerto no representa un problema significativo.

2.6. Colimación

La reconstrucción de imágenes de SPECT requiere conocer la dirección incidente de cada fotón detectado. Para esto se utiliza un colimador externo, encargado de la absorción de fotones que están fuera de rango del ángulo de incidencia especificado por el diseño del colimador. Mediante la limitación del número de fotones detectados a una dirección específica o un pequeño rango de direcciones incidentes, el colimador permite la detección de sólo una pequeña fracción de los fotones emitidos por el paciente (véase tabla 1). Sin embargo, ya que a través del colimador puede pasar todo un rango de ángulos incidentes, hay una cierta pérdida de resolución. Por lo tanto, el diseño de los colimadores presenta un compromiso inherente entre resolución y sensibilidad. Es posible mejorar la resolución espacial de un colimador mediante la restricción del ángulo de incidencia, pero esto se logra a expensas de reducir la sensibilidad. Las cámaras Anger requieren colimadores para localizar el sitio anatómico del cual se ha emitido el fotón gamma.

Debido a este compromiso de resolución frente a sensibilidad, el colimador es quizás el componente que afecta de modo más significativo a la calidad de las imágenes en las cámaras de SPECT. La mayoría de las cámaras de SPECT que se utilizan en cardiología nuclear poseen colimadores de agujeros paralelos. Sin embargo, se ha reconocido que es posible lograr una mejora significativa en el desempeño del equipo de SPECT con el diseño de colimadores alternativos. Junto con los avances en detectores y en tecnología computacional en años recientes, se han puesto en práctica nuevos diseños de colimadores para cardiología nuclear.

2.6.1. Colimadores de agujeros paralelos. La estructura de los colimadores de agujeros paralelos es similar a un panal de abejas y consta de un gran número de canales estrechos separado por delgados tabiques o septos. El rango de ángulos incidentes que pasan a través del colimador depende del ancho y la longitud del canal. Los septos deben ser lo suficientemente gruesos como para absorber los fotones de energía dese-

dos, a fin de aceptar solamente los fotones incidentes que están en el rango de dirección del colimador. Los colimadores a menudo se clasifican como de energía baja, media o alta en función de la energía del fotón para la cual haya sido diseñado el colimador. Los colimadores de baja energía han sido clasificados como de alta resolución, propósitos generales, alta sensibilidad, etc., dependiendo de la longitud de los canales del colimador.

Para las cámaras Anger, el colimador de agujeros paralelos es estándar; el colimador de baja energía y alta resolución es el más adecuado para el ^{99m}Tc , aunque algunos colimadores de «todo propósito» dan excelente resultados. Para las imágenes con ^{201}Tl , usualmente es mejor uno de baja energía y resolución mediana (propósitos generales), ya que la estadística de conteo se ve limitada cuando se usa un colimador de alta resolución. La diferencia entre un colimador de resolución media y uno de resolución alta es, usualmente, la profundidad del colimador (p. ej., la longitud del canal), que es mayor en los colimadores de alta resolución. Los colimadores de resolución media y resolución alta tienen una resolución similar a corta distancia, pero el de alta resolución mantiene una buena resolución a mayor distancia de la superficie del colimador. La diferencia es más importante en las imágenes de SPECT, en las que la distancia entre el paciente y el colimador es mayor⁵.

La selección del tipo de colimador a utilizar es importante para obtener una imagen de buena calidad. Un aspecto confuso de esta selección es que colimadores con el mismo nombre (p. ej., «propósitos generales») presentan un desempeño variable según el fabricante. La tabla 1 proporciona las especificaciones para algunos colimadores de baja energía y agujeros paralelos. El usuario debe referirse a los protocolos de imagen específicos para seleccionar el colimador más apropiado en cada caso. Es importante realizar un control periódico de la integridad del colimador, ya que un fallo puede reducir la sensibilidad y generar artefactos relacionados con la uniformidad, incluyendo artefactos de reconstrucción^{12,13}.

La tendencia es a un compromiso entre mayor sensibilidad lograda por algunas cuentas adicionales que

Tabla 1. Parámetros típicos de desempeño para colimadores de baja energía (< 150 keV)

Tipo de colimador	Resolución (FWHM a 10 cm)	Eficiencia	Eficiencia relativa
Ultra alta resolución	6,0 mm	$0,5 \times 10^{-4}$	0,3
Alta resolución	7,8 mm	1×10^{-4}	0,6
Propósitos generales	9,3 mm	$1,7 \times 10^{-4}$	1 ^a
Alta sensibilidad	13,2 mm	$3,5 \times 10^{-4}$	2,1

^a Una eficiencia relativa de 1 corresponde aproximadamente a un colimador de eficiencia de $1,7 \times 10^{-4}$. La eficiencia se define como la fracción de fotones (gamma o X) que pasan a través del colimador respecto a la totalidad de fotones emitidos por la fuente.

podrían ser obtenidas con sistemas multidetectores equipados con colimadores de propósitos generales e imágenes de mayor calidad usando colimadores de alta resolución. Para los nuevos algoritmos de reconstrucción capaces de modelar la pérdida de resolución del colimador, es posible recuperar la resolución en alguna medida. Con estos algoritmos, los colimadores de propósitos generales pueden ofrecer una mejoría en la calidad de imagen¹⁴. En función de la configuración del equipo, del algoritmo de reconstrucción, de la dosis de radionúclido y de la población de pacientes a estudiar, la elección del colimador óptimo puede variar entre distintos laboratorios.

2.6.2. Colimadores de agujeros paralelos en semicírculo. Una variante del colimador estándar de agujeros paralelos es una configuración de barrido en abanico, en la que se coloca alrededor del paciente un grupo de detectores pequeños en vez de una a tres cámaras Anger de campo amplio. Cada detector pequeño está equipado con un colimador de agujeros paralelos, restringiendo su campo de visión (FOV) a un volumen limitado. Para abarcar al paciente completo, cada detector se mueve sobre su propio eje, barriendo su FOV como un reflector a lo largo de todo el volumen de la imagen. Con un número suficiente de estos pequeños detectores pivotantes se alcanza un número de muestras angulares adecuado y se logra reconstruir una imagen de alta calidad. El FOV del semicírculo de los detectores pivotantes proporciona flexibilidad para controlar la cantidad de tiempo que toma la formación de las imágenes por cada región estudiada. Al dedicar más tiempo a la zona del miocardio que al resto del tórax, la recogida de datos es más eficiente, lo que podría conducir a reducir el tiempo de estudio o disminuir las dosis. Aunque el concepto de colimadores de agujeros paralelos en semicírculo no es nuevo¹⁵, los recientes avances en el diseño de detectores han conducido a su implementación práctica¹⁶; con los detectores sólidos de CZT es posible contar con un diseño de equipo compacto y fijo.

2.6.3. Colimadores convergentes (fijos y variantes en semicírculo y en forma de cono). En una cámara Anger de campo amplio y con colimador de agujeros paralelos, sólo se utiliza una pequeña área de detección para la imagen del miocardio. Los colimadores convergentes permiten que se use una mayor área del cristal en la imagen de corazón, magnificándola e incrementando su sensibilidad⁵. Los colimadores convergentes con una corta distancia focal fija tienen, sin embargo, el potencial de cortar o truncar porciones de la imagen del corazón y/o del tórax, especialmente en pacientes de gran tamaño corporal, lo cual puede generar artefactos en la imagen. Actualmente, los colimadores en semicírculo y en cono de foco fijo tienen un uso clínico limitado en cardiología nuclear.

Otro diseño de colimador convergente disponible comercialmente es el colimador en forma de cono con foco variable¹⁷. El centro de este colimador enfoca el corazón y aumenta las cuentas adquiridas del miocardio, mientras que el resto del colimador permite un enfoque más amplio del tórax, con lo que se disminuye la posibilidad de artefactos de truncado.

2.6.4. Colimadores multipinhole. La colimación requiere de un mapeo de un punto del detector respecto a un ángulo de incidencia. Los colimadores de agujeros paralelos o agujeros convergentes usan una serie de canales estrechos de material absorbente de la radiación para especificar el ángulo de incidencia. Un enfoque fundamentalmente diferente es la colimación de «pinhole», en que una pequeña abertura rodeada de material absorbente de radiación permite el pasaje de los fotones a través de ella. La línea que conecta el punto de emisión del fotón gamma y la apertura del pinhole especifica la dirección del fotón incidente sobre el detector.

La sensibilidad y la resolución características de los colimadores pinhole difieren marcadamente de las de los colimadores de agujeros paralelos. La sensibilidad del colimador de agujeros paralelos es casi constante en función de la distancia del colimador. Sin embargo, la sensibilidad de un colimador pinhole depende del inverso del cuadrado de la distancia de la apertura del pinhole, haciéndose algo mayor a pequeñas distancias. El factor de magnificación de un colimador pinhole está determinado por el índice de la distancia relativa pinhole-detector y la distancia pinhole-fuente. Al aumentar el factor de magnificación, disminuye la resolución intrínseca del detector, lo que afecta a la resolución espacial de todo el sistema al cual está enfocado el pinhole. En resumen, un colimador pinhole es más efectivo para imágenes de objetos pequeños colocados muy cerca de la apertura del pinhole. Clínicamente, este colimador se usa con frecuencia en los estudios de tiroides, pero los colimadores pinhole han recibido recientemente bastante atención para estudios de SPECT de pequeños animales. Los colimadores multipinhole son eficientes para incrementar la sensibilidad y el muestreo angular, siempre y cuando se evite la superposición de las proyecciones del pinhole mediante un blindaje entre los pinholes o, en casos de escasa superposición, se usen algoritmos especiales de reconstrucción para minimizar su efecto sobre la calidad de la imagen.

Los colimadores multipinhole se han usado en los inicios de la cardiología nuclear para proporcionar vistas angulares múltiples de miocardio (y, en algunos casos, para obtener tomografías de ángulo limitado)¹⁸. Con el avance en la reconstrucción de imágenes iterativas, los colimadores multipinhole han regresado a la cardiología nuclear. Se ha demostrado una capacidad tomográfica

fica completa de SPECT miocárdico usando colimadores de multipinhole tanto con cámaras Anger¹⁹ como con cámaras de detectores pequeños de CZT²⁰. Las características del colimador multipinhole, en comparación con el colimador pinhole convencional de las cámaras Anger, ofrecen una mejora tanto en la resolución espacial como en la sensibilidad.

2.7. Diseños de sistemas

En las secciones anteriores se han descrito varios tipos de detectores y colimadores usados en cardiología nuclear. El sistema de SPECT se construye alrededor de estos componentes para optimizar los protocolos de imágenes, el manejo del paciente, la flexibilidad del equipo y, sobre todo, la calidad de la imagen. Para establecer un programa de GC apropiado se requiere una comprensión acabada del diseño de un sistema.

2.7.1. SPECT multipropósito. El más común de los sistemas diseñados para SPECT cardíaca consiste en una cámara de SPECT multipropósito con uno o más detectores de campo amplio. Los detectores están montados en un soporte (*gantry*), que permite rotar los cabezales a la vez que ajusta la distancia relativa al centro de rotación. Las imágenes proyectadas son adquiridas de forma continua o en modo «paso y disparo» (*step-and-shoot*) mientras el *gantry* rota los cabezales. Una ventaja de este diseño de SPECT es que permite realizar estudios de medicina nuclear general (planar y SPECT) así como de SPECT cardíaca.

En la época inicial de los estudios cardiológicos, fueron muy usadas las cámaras con un solo cabezal. El hecho de añadir más detectores fue beneficioso, ya que al duplicar el número de detectores se adquiere el doble de cuentas, si todas las demás variables se mantienen constantes. Para los estudios de SPECT cardíaca, en los cuales se recomienda una órbita de 180° de oblicua anterior derecha (OAD) a oblicua posterior izquierda (OPI), o de OPI a OAD, la configuración preferida incluye dos detectores angulados a 90° que roten alrededor del corazón. Una preocupación potencial con la configuración de 90° es que haya un truncamiento en las proyecciones de SPECT en la región ubicada entre los dos detectores. Por ello, muchos sistemas de doble cabezal también ofrecen una configuración más aguda (p. ej., de 80°) o bien de un ángulo más amplio (p. ej., de 100°), para evitar el posible truncamiento cerca del corazón.

Muchas configuraciones mecánicas y del movimiento de los detectores en sistemas de SPECT multipropósito conllevan errores potenciales de alineación y, por lo tanto, deben ser incluidos en los programas de GC de los laboratorios (p. ej., corrección del centro de rotación [COR], registro de multidetector).

2.7.2. Sistemas dedicados a cardiología. A medida que la cardiología nuclear crece en volumen, se ha ido expandiendo el mercado de gammacámaras SPECT dedicadas exclusivamente a cardiología en reemplazo de los equipos multipropósito. Han aparecido cámaras tipo Anger de detectores pequeños con una configuración de doble cabezal a 90°, con una significativa reducción de costes, peso y requerimientos de espacio. Sin embargo, para evitar los artefactos de truncamiento, el posicionamiento del paciente es más crítico cuando se usan estos equipos específicos de SPECT cardíaca respecto a los equipos multipropósito con detectores de campo amplio. Por otro lado, los procedimientos de GC son similares a los de los equipos multipropósito.

La aparición de más diseños específicos para SPECT cardíaca condujo a la adopción de nuevas tecnologías en detectores y colimadores, como las descritas anteriormente. Dada la amplia variedad de diseños y la innovación que generalmente conllevan, los requerimientos de GC son diferentes a las de los equipos estándar con colimadores de agujeros paralelos. Los procedimientos especiales de GC no se incluyen en este documento, aunque se comentan las áreas en que la GC o los parámetros de desempeño puedan ser diferentes. Hasta que sean publicadas las guías y estándares correspondientes, cada laboratorio debe comprender e identificar estas diferencias y consultar con los representantes o los manuales de usuarios a fin de desarrollar sus propios procedimientos de GC.

2.7.3. Posicionamiento del paciente. Dada la variedad de diseños de cámaras de SPECT, el manejo del paciente puede diferir marcadamente entre los diferentes tipos de equipos. Aunque esto no influye directamente en los procedimientos de GC, deben tenerse en cuenta las diferencias en la posición del paciente y el potencial efecto sobre la interpretación.

La posición habitual del paciente es horizontal sobre una camilla o mesa, alrededor de la cual giran los detectores. El paciente tradicionalmente se coloca en posición supina, aunque algunos laboratorios sistemáticamente realizan el estudio en posición prona²¹. Algunos equipos específicos de SPECT cardíaca requieren colocar al paciente reclinado o sentado. La diferente posición relativa del centro de gravedad puede afectar a los patrones de atenuación esperados y al grado y la naturaleza de los movimientos del paciente.

Algunos equipos modernos específicos de SPECT cardíaca poseen detectores y/o colimadores que se mueven internamente para obtener las muestras angulares, y no tienen componentes en movimiento que sean visibles. Otros pueden no necesitar detectores o colimadores en movimiento y ser totalmente fijos, en cuyo caso el paciente es rotado en posición sentado. La silla rota-

toria de estos equipos debe ser incluida en la valoración del eje de rotación del programa de GC.

2.7.4. Recolección de datos. Para reconstruir una imagen tomográfica, es necesario adquirir un rango de imágenes angulares proyectadas. La forma en que los distintos equipos de SPECT adquieren estas imágenes de múltiples proyecciones difiere significativamente. Para las cámaras Anger o similares equipadas con colimadores convencionales de agujeros paralelos, existen guías de recomendaciones sobre el número mínimo requerido de proyecciones angulares.

Para otros diseños, el tema de la recolección de datos puede no ser tan crítico. El truncamiento con detectores de FOV pequeño puede causar artefactos principalmente en el borde del FOV. Las geometrías en cono o pinhole pueden ocasionar una pérdida de datos a cierta distancia de la imagen central y se asocian a una mayor probabilidad de artefactos. Algunos colimadores enfocados recogen suficientes datos desde la región cardíaca pero no del resto del tórax; en estos casos, es importante el posicionamiento adecuado del paciente para asegurarse de que el corazón esté totalmente incluido en la región de muestreo.

Aunque cada fabricante recomienda sus propios protocolos cardíacos, el usuario debe validarlos con fantomas en sus programas de GC, aunque aún no se han publicado trabajos al respecto. Para esta validación, podría ser apropiado llevar a cabo estudios con fantomas antropomórficos a gran escala, a fin de simular imágenes bajo condiciones similares.

2.7.5. Sistemas de SPECT con fuentes emisoras para corrección de atenuación. Existen dos tipos de equipos tomográficos por transmisión capaces de adquirir mapas de atenuación específicos del paciente mediante atenuación de fotones que pueden ser usados para corregir las imágenes de SPECT. El primer tipo, referido en estas guías como tomografía computarizada de transmisión (TCT), utiliza una fuente radiactiva sellada (p. ej., ^{153}Gd) con el detector y el colimador estándares usados para imágenes de SPECT. El segundo tipo de sistema se basa en el uso de un tubo de rayos X junto con un detector de TC. Las diferencias principales entre estos dos tipos de sistemas de transmisión corresponden al tipo de radiación usada y a la tasa de emisión de fotones, lo que requiere diferentes protocolos de control de calidad (CC). La radiación de la fuente usada en la TCT corresponde a rayos gamma monoenergéticos, mientras que la usada en la TC corresponde a rayos X policromáticos de un tubo de rayos X. Además, el flujo de fotones del tubo de rayos X clásico es mucho más alto que el de la fuente sellada convencional usada en la TCT. Las imágenes de TC pueden ser adquiridas en pocos segundos o minutos, en función de la potencia del tubo de rayos X; en cambio, el núme-

ro de fotones de la fuente sellada usada para formar la transmisión de la TCT es mucho menor que los rayos X típicos de la TC. Como resultado, las imágenes de transmisión obtenidas de las fuentes selladas tienen un mayor contenido de ruido que las imágenes de TC. Por otra parte, los fotones de *scatter* de la fuente pueden afectar a la imagen de transmisión al usar la fuente sellada, pero no con la TC, debido a la gran diferencia de cuentas resultante. Debido al bajo número de fotones que crean la imagen de transmisión y al nada despreciable componente de *scatter* cruzado proveniente del radiotrazador inyectado, los procedimientos de CC en la TCT son algo más complicados y serán tratados separadamente del sistema que usa tubo de rayos X.

2.7.6. Sistemas de SPECT con TC para corrección de atenuación. En concordancia con la tendencia de los sistemas de tomografía de emisión de positrones (PET)-TC, los sistemas híbridos SPECT-TC involucran la combinación de equipos SPECT con TC. Mientras los subsistemas de PET generalmente constan de anillos completos o parciales, el sistema de SPECT clásicamente tiene una configuración de doble detector de ángulo variable con FOV amplio. En la práctica, estos equipos combinados se presentan con un rango de desempeño en su integración. El rango de subsistemas va desde unidades de TC no diagnóstica usadas simplemente para localización anatómica y corrección de atenuación, hasta equipos multicorte (de 16 o más) capaces de realizar angiotomografías (angio-TC) y proporcionar imágenes de TC de calidad diagnóstica. Los detectores de SPECT en los equipos de SPECT-TC no difieren significativamente de los sistemas convencionales independientes. Estos equipos pueden ser considerados desde la perspectiva de un protocolo como sistemas independientes, en que un estudio de emisión va seguido o precedido por una TC para corrección de atenuación, por ejemplo. En función del número de cortes adquiridos, el tomógrafo puede incluso ser usado como un equipo independiente para realizar angio-TC y cuantificación (*score*) de calcio. Estas imágenes pueden ser analizadas por separado o en corregritos 3D con las imágenes SPECT, según el tipo de estudio.

2.7.7. Desempeño del sistema. La calidad de la imagen de SPECT depende de una combinación del desempeño del detector, las dimensiones del colimador, el diseño del equipo y el algoritmo de reconstrucción. Mientras las cámaras de SPECT convencionales tienen un desempeño y un diseño similares (según las especificaciones del colimador), otros sistemas no convencionales pueden tener características muy diferentes. Los laboratorios con múltiples sistemas de SPECT de diferente diseño deben asegurarse de que los estudios de estrés y de reposo sean realizados en el mismo equipo o equivalentes. Las pruebas básicas para verificación

de calidad de la imagen tales como la resolución espacial, la sensibilidad y la resolución de energía son realizadas con simuladores (fantomas) simples u otro procedimiento. Generalmente, estas pruebas estudian el desempeño de uno o más componentes del sistema y, aunque proporcionan una información valiosa, no evalúan la totalidad del mismo. La investigación del desempeño está, a su vez, complicada por el hecho de que la resolución y la sensibilidad varían con respecto a la órbita del detector, la localización del FOV y la presencia de actividad por fuera de las regiones de interés (ROI). Existen grandes fantomas rellenables que consisten en una gran fuente utilizable para pruebas específicas (p. ej., contraste de lesiones frías o calientes, uniformidad volumétrica, detección de defectos miocárdicos, etc.) y permiten analizar la calidad general de la imagen. Esto tiene valor en la comparación del desempeño entre sistemas, asegurando la calidad y la estabilidad de un sistema específico.

Los algoritmos de reconstrucción y los filtros paramétricos tienen un papel importante en la calidad de la imagen. La retroproyección filtrada es el método estándar para SPECT convencional; sin embargo, la reconstrucción por métodos iterativos se utiliza cada vez más en la clínica, y algunos de los equipos de nuevo diseño solamente soportan estos algoritmos. Muchos algoritmos iterativos incorporan la simulación del difuminado (*blur*) del colimador y permiten cierto grado de recuperación de la resolución. Aunque la resolución espacial reconstruida a menudo se estima mediante una prueba con simuladores simples, como una fuente lineal o puntual al aire, estas pruebas no proporcionan una información práctica segura respecto a desempeños específicos (p. ej., capacidad de visualización de un defecto miocárdico en el paciente)²². Además, la calidad de las imágenes es fuertemente dependiente de los parámetros de la reconstrucción iterativa (número de iteraciones y subconjuntos, regularización paramétrica, kernel posfiltrado). Por todas estas razones, las

pruebas con fantomas rellenables son esenciales para caracterizar el desempeño y deben ser incluidas en las pruebas de GC.

2.8. Procedimientos de control de calidad

2.8.1. Procedimientos de CC para SPECT. Estos procedimientos son necesarios (tabla 2) para asegurar imágenes de la mayor calidad técnica posible para el equipamiento usado y, de esta forma, permitir el mejor diagnóstico posible para el paciente²³. Cabe tener en cuenta que la frecuencia de las pruebas de testeo puede variar según los países, por lo cual es importante verificar que se siga un calendario individual de la institución y que el mismo se encuentre en correspondencia con las licencias y los requisitos locales para el uso de radiaciones. Por ejemplo, algunos países requieren realizar semanalmente una prueba con fantomas de barra en todas las cámaras Anger.

Esta sección describe los protocolos y la frecuencia de las pruebas para las cámaras Anger; los fabricantes deben proporcionar protocolos comparables para sus equipos, a fin de asegurar la operación óptima de los mismos en el contexto clínico. Si el fabricante no proporciona una prueba equivalente con la frecuencia señalada en esta sección, cada protocolo y su frecuencia deberán ser implementados. Los fabricantes deben presentar niveles de tolerancia para los datos recogidos en las pruebas; por ejemplo, un umbral de aceptación para la uniformidad. Con respecto a la frecuencia, esta guía sugiere la frecuencia esperada; si el fabricante sugiere hacerlo con una frecuencia menor, la recomendación debe estar respaldada por evidencia.

2.8.1.1. Verificación del pico energético. El pico de energía se analiza para verificar que la cámara esté contando los fotones en la energía correcta. Esta prueba consiste en colocar correctamente, ya sea de forma manual o bien automática, la ventana del analizador de

Tabla 2. Procedimientos de control de calidad para los sistemas de SPECT

Prueba	Prioridad	Frecuencia
Pruebas de aceptación NEMA	Recomendado	Al recibir el equipo y reparaciones mayores
Pico de energía	Obligatorio	Diario
Uniformidad	Obligatorio	Diario
Resolución y linealidad	Recomendado	Según recomiende el fabricante
Sensibilidad	Opcional	Según recomiende el fabricante
Centro de rotación de cada detector	Obligatorio	Según recomiende el fabricante
Calibración de uniformidad	Obligatorio	Según recomiende el fabricante
Desempeño total	Recomendado	Trimestralmente

NEMA: National Electrical Manufacturers Association; SPECT: tomografía por emisión de fotones únicos.

pulsos de energía sobre el fotopico del isótopo a ser utilizado. Se debe tener gran cuidado en que el técnico verifique la colocación adecuada de la ventana y que la fuente radiactiva puntual usada esté a una distancia mayor a cinco veces de diámetro del campo de visión útil (UFOV) de la cámara sin colimador. Para la verificación en una cámara con colimador, se emplea una fuente plana²⁴; en cualquier caso, debe ser iluminado por la fuente el UFOV total de la cámara. La verificación de la ventana debe ser realizada aun en los sistemas automáticos en los que existe un botón o protocolo computarizado para seleccionar cada energía, ya que la ventana tiende a desplazarse también en los sistemas automáticos, por lo cual estos sistemas permiten mover la ventana para corregir los desvíos. Estas pruebas de fotopico deben realizarse para cada cabezal, a fin de verificar si los circuitos automáticos están trabajando de manera adecuada, si el pico aparece en la energía correcta y si la forma del espectro también es la esperada. Si el coste, el tiempo y el equipo lo permiten, se debe obtener y almacenar una captura de pantalla para documentar el espectro y la ubicación de la ventana superpuesta.

2.8.1.2. Prueba de uniformidad. Las pruebas de uniformidad se realizan para verificar que la respuesta de la sensibilidad de la cámara sea homogénea en toda la superficie del detector. Algunos fabricantes recomiendan que esta prueba sea realizada intrínsecamente (usando una fuente puntual sin colimador), mientras que otros recomiendan que sea extrínseca (con el colimador colocado y usando una fuente plana de ⁵⁷Co). Las ventajas de realizar un campo intrínseco corresponden al hecho de que la energía de los rayos gamma de la fuente es idéntica a la de los estudios clínicos y a que no exista un patrón de grilla del colimador superpuesto. La ventaja de realizar la prueba extrínseca es su mayor conveniencia, especialmente si se trata de una cámara Anger con detector único; la prueba extrínseca también permite su realización en salas más pequeñas, mientras que la intrínseca requiere una distancia mayor entre la fuente y el detector no colimado. Esta prueba consiste en exponer la cámara a una fuente radiactiva uniforme, proceso comúnmente llamado «inundación» («flooding») del detector. Si se realiza intrínsecamente, debe posicionarse una fuente radiactiva puntual a una distancia de cinco veces el UFOV del cristal al centro del detector. Generalmente, esta prueba se lleva a cabo inmediatamente después de verificar el fotopico. La fuente puntual debe tener un volumen pequeño (aproximadamente 0,5 ml) y una actividad baja (7-11 MBq [190-300 µCi]). Para cámaras de gran campo rectangular, en que la fuente puntual debe estar a una distancia de 2,1 a 2,4 m, la actividad apropiada es de 20-25 MBq (540-675 µCi). En algunas cámaras puede ser difícil ob-

tener un campo homogéneo intrínseco; algunos fabricantes proporcionan el oportuno *software* para corregir la no-uniformidad generada por el hecho de que la fuente puntual se debe ubicar a menos de cinco diámetros del UFOV. Por estas dificultades, puede ser más práctico realizar la prueba extrínseca utilizando fuentes planas. Para asegurar una respuesta real durante la adquisición, la velocidad de conteo debe estar entre 10 y 15 kcps. Para algunos sistemas antiguos, se debe usar un anillo de plomo, a fin de eliminar la contribución de los tubos periféricos y prevenir errores en el borde (*edge packing*). Las imágenes del campo que sean inspeccionadas visualmente se deben adquirir en matrices de 256 × 256 para 3.000.000 de cuentas (5.000.000 para detectores rectangulares de mayor tamaño), y las imágenes se almacenarán digitalmente. Para calcular la uniformidad por *software*, se requiere acumular entre dos y tres veces más cuentas, para reducir el ruido estadístico. Se recomienda acumular al menos 4.500 cuentas/cm² (p. ej. 5,7 millones de cuentas para un detector circular de 400 mm). La National Electrical Manufacturers Association (NEMA) recomienda adquirir un mínimo de 10.000 cuentas para el píxel central (6,4 mm) en la imagen de la fuente plana²⁴.

La imagen de la fuente plana debe ser analizada diariamente para cada detector previo a su uso, a fin de verificar que los detectores estén centrados en el pico correcto y que el campo sea uniforme. Adicionalmente, se cuantifican varios parámetros de la imagen plana, los cuales deben ser tenidos en cuenta y almacenados como parte de los procedimientos usuales de GC. Ante el evento de fluctuaciones de energía eléctrica o apagones, los procesos de calibración del fotopico y uniformidad de detectores deben ser analizados nuevamente para asegurar un apropiado funcionamiento previo a reanudar los estudios clínicos. Deben computarse dos parámetros de la uniformidad: la uniformidad integral y la diferencial. Si las imágenes de la fuente plana son adquiridas en una matriz grande, el píxel de la matriz debe ser reducido a 64 × 64 mediante la suma o el promedio de los píxeles previo al cálculo de uniformidad. La uniformidad integral es un parámetro global que mide la uniformidad de una extensa área del detector y se expresa como sigue:

$$\text{Uniformidad integral} = 100 \% \times (\text{Máx} - \text{Mín}) / (\text{Máx} + \text{Mín})$$

Máx corresponde a las máximas cuentas, y Mín a las mínimas cuentas, encontradas en cualquier píxel de un área específica. La uniformidad diferencial es un parámetro regional que mide el contraste sobre una pequeña área vecina. Esta medida se realiza usando áreas

de 5 × 5 píxeles en todas las direcciones, tanto X como Y, y se expresa como sigue:

$$\text{Uniformidad diferencial} = 100 \% \times (\text{Desviación mayor} [\text{Máx} - \text{Mín}] / (\text{Máx} + \text{Mín}))$$

Debe tomarse en cuenta que los fabricantes varían sus recomendaciones de acuerdo a la capacidad de una cámara en particular para usar las fuentes planas adquiridas en determinada energía (p. ej., 140 keV para ^{99m}Tc), para corregir el campo en estudios adquiridos a otras energías diferentes (p. ej., 70 keV del ^{201}Tl)²⁵. Para algunas cámaras Anger, puede ser necesario adquirir la información de uniformidad separadamente para corregir ^{201}Tl , ^{123}I , ^{131}I y así sucesivamente. En tal caso, la mayoría de los usuarios deberán necesariamente realizar las correcciones intrínsecamente y no extrínsecamente. El fallo en la aplicación de una adecuada corrección de uniformidad se presenta frecuentemente como un artefacto de anillos concéntricos sobre la sección uniforme de un fantoma de desempeño de SPECT (véase tabla 3)²³.

2.8.1.3. Pruebas de resolución y linealidad. Estas pruebas se realizan para documentar la resolución espacial y su cambio en el tiempo, así como la capacidad del detector para identificar líneas rectas. La prueba consiste en una imagen de fuente plana intrínseca mediante una prueba con fantoma de resolución espacial. La fuente plana debe ser adquirida como se describe en la sección *Prueba de uniformidad*. Los fantomas de barras disponibles comercialmente son apropiados para estas pruebas, incluyendo los fantomas de barras con espacios iguales entre líneas paralelas y los fantomas de agujeros ortogonales o fantomas de cuatro cuadrantes. Si se usa un fantoma de cuatro cuadrantes, cada prueba se lleva a cabo rotando el fantoma 90°, de modo que cada quinta parte de la prueba se realiza repitiendo el patrón de posición. Las imágenes del fantoma de barras deben ser registradas y almacenadas. Estas imágenes deben ser evaluadas para investigar la rectitud de las líneas y para valorar la resolución espacial intrínseca. Los cambios en la resolución se evalúan documentando que las barras más pequeñas puedan ser individualizadas. La resolución espacial se mide por el FWHM, que puede equivaler aproximadamente a 1,7 veces el tamaño de barra más pequeño identificado²³.

Para equipos no basados en la tecnología Anger, los fabricantes deben proporcionar un procedimiento de CC para asegurar que la estabilidad de la resolución y la linealidad sean mantenidas por el sistema. En ausencia de un protocolo sugerido por el fabricante, esta prueba debe realizarse con la frecuencia recomendada.

2.8.1.4. Pruebas de sensibilidad. Esta prueba se realiza para documentar la sensibilidad del detector y, lo que es más importante, el cambio de sensibilidad en

el transcurso del tiempo. Consiste en calcular la sensibilidad del detector (expresada en cuentas/minuto/MBq) de una fuente conocida, calibrada en un calibrador de dosis. La fuente puntual debe estar siempre colocada exactamente a la misma distancia frente a la cámara para repetir las medidas. Una forma conveniente de medir los cambios de la sensibilidad consiste en registrar el tiempo que toma adquirir un número de cuentas predefinido para una fuente plana intrínseca (o extrínseca, si es más viable).

2.8.1.5. Calibración del centro de rotación. Un error de alineación entre el centro de la matriz electrónica y el centro de rotación mecánico de la cámara (COR) potencialmente puede producir en las imágenes transversales un artefacto en «rosquilla» («*doughnut*») (si se usa una fuente puntual en una órbita de 360°) o un artefacto en «diapasón» (si la órbita es de 180°)²⁶. El efecto es más evidente cuando el error es mayor a dos píxeles de una matriz de 64 × 64. Errores menores que este reducen la resolución espacial y el contraste de la imagen, provocando un suavizado de la imagen y causando artefactos significativos (sobre todo a nivel del ápex)²⁷. La alineación del COR debe ser valorada semanalmente en cada cabezal, a menos que el fabricante indique algo diferente. En algunos equipos, esto significa que se requieren dos adquisiciones por separado, una para cada detector (con el otro detector desactivado). Muchos fabricantes necesitan que se siga un protocolo específico para determinar o recalibrar el COR. Si bien algunos fabricantes asignan la calibración del COR al servicio de ingeniería, todos los equipos necesitan ser chequeados para corregir y calibrar el COR. Si no existe un protocolo de adquisición específico para valorar el COR recomendado por el fabricante, el COR puede ser determinado adquiriendo una fuente puntual con una actividad de 18-37 MBq (0,5-1 mCi) sobre la camilla del paciente y colocada a 10-20 cm (4-8 pulgadas) del eje de rotación. Los datos se adquieren con una órbita circular de 360° con igual número de proyecciones. Para la adquisición del COR deben emplearse los mismos parámetros de orientación angular, colimación, zoom, tamaño de matriz y ventana de energía que se usan en pacientes. Basta con imágenes de 5 a 10 segundos para 64 vistas en los 360°. Los valores de corrección del COR para cada órbita son calculados y almacenados en el ordenador, y usados para realinear los datos de proyección antes de la reconstrucción. Es esencial que los errores en el COR sean chequeados para cada colimador que se utilice clínicamente²⁸. Se recomienda que estas mediciones sean revisadas semanalmente. Deben realizarse nuevas calibraciones del COR tras utilizaciones de la cámara, fluctuaciones de energía o apagones, así como tras las actualizaciones del *software* y el *hardware*. Es importante verificar la información correcta del COR

tras cualquier tipo de reparación, simplemente repitiendo la adquisición de una nueva información de COR y verificando entonces en la adquisición tomográfica que la fuente puntual se reproduzca en las imágenes transaxiales.

2.8.1.6. Correcciones de uniformidad de campo extrínseco de alto conteo. Los fabricantes varían considerablemente el calendario recomendado y los medios de adquisición de correcciones de alto conteo. Recientemente se ha advertido que algunas cámaras pueden no requerir la adquisición de flujo extrínseco con mayor frecuencia que una vez por año para verificar la integridad del colimador¹² y que todas las correcciones de uniformidad deben ser adquiridas intrínsecamente, siempre y cuando la cámara esté correctamente calibrada²⁵. En la mayoría de equipos, los colimadores están suficientemente bien diseñados y fabricados y no degradan la uniformidad de la SPECT. Además, como en cualquiera de los procedimientos analizados en esta guía, siempre es importante seguir las recomendaciones de GC de los fabricantes. En la SPECT, está implícito que la eficiencia de la detección de fotones es constante en la superficie del detector colimado. Los errores en la uniformidad del campo se producen cuando la variación en la eficiencia es significativa comparada con los parámetros de desempeño que se muestran en la tabla 3. Las cámaras Anger utilizan mapas de corrección del campo almacenadas para corregir las variaciones en la sensibilidad a través del FOV antes de la reconstrucción. Las deficiencias pueden conducir al característico artefacto en anillo, fácilmente visto en los fantasmas de propósitos generales de acrílico para SPECT²³ y en los artefactos de perfusión miocárdica. El chequeo diario de la uniformidad de campo extrínseco (con colimador) se realiza con una fuente plana con una matriz de 128×128 o 256×256 . Para corregir las variaciones en la sensibilidad debidas al colimador, se adquieren de 30 a 100 millones de cuentas por imagen para cada detector (matrices de 128×128 o 256×256) y se almacenan para corregir la uniformidad. Es esencial medir la uniformidad para cada colimador, y se debe usar el mismo colimador utilizado en los pacientes para ad-

quirir y generar las matrices de corrección. Es importante que los valores de energía sean similares a los usados en los estudios clínicos. Las de uso más común son las fuentes planas de ^{67}Co (122 keV), y rara vez se usan las fuentes rellenables con ^{201}Tl y $^{99\text{m}}\text{Tc}$. Una fuente plana es menos problemática para el uso diario, y el uso de fuentes de corrección de baja energía para núcleos de alta energía puede generar una corrección incorrecta, por lo que no está recomendado.

2.8.1.7. Fantasmas de acrílico multipropósito. La NEMA recomienda enérgicamente que la adquisición y la reconstrucción de un fantoma multipropósito de acrílico se realicen como mínimo trimestralmente²⁹. La realización de estas pruebas es obligatoria para servicios que se postulan a una acreditación al American College of Radiology (ACR). En particular, debe tenerse en cuenta que, si se pretende la acreditación por parte del ACR, se requiere enviar imágenes aceptables de fantoma de SPECT para $^{99\text{m}}\text{Tc}$ y ^{201}Tl . Estas pruebas deben realizarse cada vez que el equipo haya sido sometido a una reparación o servicio de mantenimiento, o cuando las pruebas diarias excedan los límites de tolerancia recomendados.

Estos fantasmas de SPECT consisten en cubos de agua cilíndricos o elípticos en los cuales se inyecta la radiactividad y que contienen regiones con esferas sólidas de diferentes tamaños y regiones con barras de diferentes grosores en que se alterna el agua radiactiva con regiones sin radiactividad³⁰. Los fantasmas se usan para determinar el contraste 3D, la resolución y la uniformidad de una cámara, para lo cual se emplean generalmente actividades altas (740-925 MBq [20-25 mCi]) y muestreo «fino» (matrices de 128×128 y 128 proyecciones para una órbita de 360°)²³. Las adquisiciones se realizan usando la ventana de energía centrada en caso del $^{99\text{m}}\text{Tc}$, con los detectores colocados lo más cerca posible al fantoma y con una órbita de 360° , a fin de optimizar la resolución espacial¹. Se deben adquirir como mínimo 30 millones de cuentas, tras lo cual los datos son reconstruidos para evaluar el contraste en los diferentes sectores del fantoma a través de las esferas centrales, la resolución 3D en el sector de barras y la uniformidad en los sectores vacíos. Entre los problemas sistemáticos que pueden ser identificados con este procedimiento se incluyen la resolución de energía subóptima, manifestada por un fallo en la demostración de un contraste adecuado; problemas potenciales en el COR, mediante la pérdida de resolución en las secciones de barras, y una corrección de uniformidad inapropiada o inadecuada, que aparece como anillos concéntricos en las secciones uniformes. Estas pruebas deben realizarse sistemáticamente y después de que el equipo haya sido sometido a reparaciones mayores o se haya instalado un nuevo *software* para verificar la capacidad

Tabla 3. Parámetros para el desempeño para cámaras de centelleo (o Anger)

Parámetro	Estándar	Deseado
Uniformidad integral	< 5 %	< 3 %
Uniformidad diferencial	< 5 %	< 3 %
Resolución intrínseca (FWHM)	< 6 mm	< 4 mm

Nota: Los valores son especificados para cámaras Anger usando cristales de NaI(Tl) de 0,95 cm (3/8 de pulgada).

Tabla 4. Procedimientos de control de calidad para sistemas de tomografía computarizada de transmisión (TCT)

Prueba	Requerimiento	Frecuencia
Pico de energía	Obligatoria	Diaria ^a
Mecanismo de fuente de transmisión	Obligatoria	Diaria ^a
Potencia de la fuente	Obligatoria	Mensual ^a

^a O según lo recomendado por el fabricante.

del *hardware* y el *software* para realizar una correcta reconstrucción tomográfica.

Cuando se usan junto a las pruebas estándar de calibración, las pruebas trimestrales pueden ser de utilidad para determinar el punto en el cual, en el caso de que ocurra una degradación significativa del desempeño de los sistemas 3D, debe llamarse a los representantes de los fabricantes para proceder a un diagnóstico más profundo de la causa y solucionar los problemas.

2.8.2. Procedimientos de CC para TCT isotópica. Es necesario tener guías de CC para asegurarse de que los sistemas de transmisión que usan fuentes de radiación selladas funcionen según lo diseñado. Estas pruebas se muestran en la tabla 4.

2.8.2.1. Pico de energía. Esta prueba se lleva a cabo para verificar que el conteo de fotones realizado por la cámara se encuentre en la ventana de energía correcta. Mediante el uso de un analizador de altura de pulso de energía (z), disponible en todas las estaciones de adquisición, el operario debería verificar que las ventanas de emisión, transmisión y *scatter* (si es aplicable) estén adecuadamente establecidas y que los fotones estén siendo contados en cada ventana. Para algunos sistemas, esto puede requerir la apertura manual del obturador de la fuente de transmisión. Si esto no es posible, puede procederse a la adquisición de un escaneo rápido «en blanco» o «en vacío» (véase más adelante) para verificar que los fotones de transmisión están siendo debidamente contados.

2.8.2.2. Mecanismos de fuente de transmisión. Cuando no se están realizando imágenes a los pacientes, la fuente de transmisión está blindada y, en sistemas donde la fuente se mueve a través del FOV, la fuente queda en la posición estacionaria. Cuando se adquieren las imágenes en un paciente, se abre el obturador de la fuente, para permitir que los fotones de transmisión pasen directamente a través del paciente. En algunos equipos, la fuente se mueve axialmente a lo largo de eje del cuerpo en cada proyección. Se puede adquirir un escaneo en vacío para verificar que el funcionamiento del obturador y el del movimiento de la fuente

sean operativos. Este escaneo es necesario para todos los protocolos de TCT, y es recomendable que se adquiera semanalmente y posiblemente a diario previo al uso del equipo. La frecuencia de esta prueba dependerá de la vida media del isótopo de la fuente de transmisión y de la estabilidad del sistema de TCT. Se recomienda seguir los protocolos de adquisición de los fabricantes para adquirir los escaneos de transmisión en vacío. Cuando se hayan completado, se debe realizar una inspección visual de las imágenes planares y chequear la presencia de artefactos (p. ej., manchas frías focales, pérdida de datos y discontinuidades axiales). Un error conceptual frecuente es considerar que los escaneos en vacío deben ser uniformes, similares a la uniformidad de flujo. Un índice de uniformidad de $\pm 10\%$ no es razonable para los escaneos en vacío. Además, el escaneo en vacío debe ser inspeccionado para asegurarse de que no hayan artefactos de uniformidad groseros (p. ej., agujeros o bandas de píxeles sin cuentas). En equipos con fuentes de escaneo, los escaneos en blanco no deben mostrar cambios abruptos a discontinuos o de la intensidad de píxeles en la dirección axial de la fuente de escaneo. La presencia de estos artefactos está vinculada a un alineamiento inapropiado de la detección de escaneo y debe ser chequeada por el servicio de ingeniería.

2.8.2.3. Potencia de la fuente. Para equipos que usan fuentes de transmisión de ^{153}Gd , los fotones recolectados en la ventana de transmisión constan de fotones primarios de transmisión y de fotones de *scatter* (mezcla de las emisiones del radiotrazador). La tasa de estos componentes (transmisión y mezcla) se conoce como tasa de transmisión-mezcla (TCR). El valor de TCR depende de la fuente lineal de transmisión, del radiofármaco inyectado, de la actividad inyectada y del hábito corporal. El decaimiento de la fuente de transmisión, unas actividades inyectadas altas y un hábito corporal grande tienden a disminuir los valores de TCR. Los valores bajos de TCR producen mapas de atenuación con aumento de ruido y sesgo (desplazamiento). Dado que los valores de TCR decaerán conforme a los valores de la fuente, el comportamiento debe ser valorado según la vida de la fuente, lo cual debe guiar al usuario para el reemplazo de la fuente. Este protocolo de CC debe realizarse al menos mensualmente con un escaneo basal cuando el equipo de tomografía por emisión (TCE)-TCT es instalado o cuando se ha reemplazado la fuente de transmisión. Si el usuario sospecha problemas con el equipo de TCE-TCT, se debe realizar una prueba inmediata previa a la adquisición de imágenes del paciente. Para ello hay dos protocolos, uno mediante el uso de un fantoma cilíndrico y otro con un fantoma de tórax antropomórfico. El fantoma de tórax proporciona un mejor chequeo del equipo de TCE-TCT para imágenes cardíacas, comparado con el fantoma cilíndrico, por razo-

Tabla 5. Procedimientos de control de calidad para equipos de tomografía computarizada (TC) por rayos X

Prueba	Requerimiento	Frecuencia
Calibración	Obligatoria	Mensual ^a
Uniformidad de campo	Obligatoria	Mensual ^a

^a O cuando lo recomiende el fabricante.

nes obvias. En lugares donde no se tiene acceso a los fantasmas de tórax, el protocolo cilíndrico también es capaz de identificar problemas potenciales en los equipos de TCE-TCT.

2.8.3. Procedimientos de CC para TC. Los procedimientos que se llevan a cabo deben ser aptos para asegurar un adecuado desempeño de las operaciones básicas del tomógrafo. En la tabla 5 se muestran los esquemas de CC de para TC. Para determinados fabricantes pueden ser necesarias algunas pruebas adicionales.

2.8.3.1. Calibración. La reconstrucción de imágenes tomográficas debe tener exactitud en números absolutos en unidades Hounsfield (UH). Esto es crítico para el uso de TC para la corrección de atenuación de la SPECT, ya que los valores cuantitativos de TC son transformados, usualmente mediante una función bilineal o trilineal con un punto de inflexión cerca de la TC para el agua, para el coeficiente de atenuación para el radiotrazador de la SPECT. Cualquier error en el número de la TC provocará un error en el coeficiente de atenuación estimado para ese radiotrazador, lo cual afectará adversamente a los valores de corrección de atenuación de la SPECT. La calibración del equipo de TC se lleva a cabo con fantasmas especiales de calibración que incluyen la inserción de valores de TC conocidos. Esta calibración es realizada por el servicio de ingeniería de los fabricantes. La calibración de la TC es chequeada diariamente con un cilindro de 24 cm de diámetro proporcionado por el fabricante. En la práctica, si un error es mayor a 5 UH (p. ej., diferente al valor anticipado de 0 UH), debe considerarse que el equipo de TC está fuera de calibración. En este caso, el técnico hará una calibración en aire para determinar si con ello se corrige la calibración (lleva el número de TC para el agua a valores de entre 5 y 0 UH). Si esto no lo corrige, debe llamarse al servicio técnico del fabricante. Esta calibración debe ser chequeada por el servicio técnico del fabricante anualmente o cuando se realiza una calibración o reparación mayor.

2.8.3.2. Uniformidad de campo. Las imágenes de TC reconstruidas deben exhibir una respuesta uniforme a través del centro del campo (FOV). En la prác-

Tabla 6. Calendario para el control de calidad de TC en los equipos de SPECT/TC

Prueba	Frecuencia
GC de fantoma de agua	Diaria
Calentamiento del tubo	Diaria
Calibración al aire	Diaria
Fantoma de agua: prueba de grosor de corte, exactitud y posición	Mensual

GC: garantía de calidad; SPECT: tomografía por emisión de fotones únicos; TC: tomografía computarizada.

Tabla 7. Procedimientos de control de calidad para equipos híbridos SPECT/TC

Prueba	Requerimiento
Registro	Obligatorio
Exactitud corrección atenuación	Obligatorio

SPECT: tomografía por emisión de fotones únicos; TC: tomografía computarizada.

tica, esto significa que la imagen reconstruida de un cilindro de agua uniforme debe en sí misma mostrar una baja variación en los valores de TC en la totalidad de la imagen. En la práctica, se hacen pequeñas ROI en las cuatro esquinas del cilindro y en el medio, y los valores de TC son comparados entre todas las regiones y en el centro del fantoma; la diferencia en el centro no debe ser superior a 5 UH. Las desuniformidades mayores pueden provocar inexactitudes cuantitativamente importantes que afectan a la atenuación de corrección de la SPECT basada en la TC.

La tabla 6 muestra el esquema recomendado de CC para la los equipos de SPECT/TC. Los usuarios deben consultar al fabricante acerca de la manera específica y la frecuencia en que deben realizarse estas pruebas para los componentes de TC en los equipos híbridos de SPECT/TC. Tanto el ACR como la American Association of Physicists in Medicine (AAPM) han publicado guías sobre la realización de estas pruebas^{31,32}.

2.8.4. Procedimientos de CC para equipos híbridos de transmisión (TCT o TC) y SPECT. La parte híbrida de SPECT y TC debe ser valorada tal como se describió para los equipos de SPECT dedicados y de TC. Además de las pruebas independientes de CC para SPECT y TC de un sistema híbrido, es necesario realizar pruebas adicionales para valorar el uso combinado de SPECT y TC. La tabla 7 expone los procedimientos de CC recomendados para los equipos híbridos de SPECT/TC.

2.8.4.1. Registro. Las imágenes reconstruidas de SPECT y TC deben reflejar exactamente la misma localización 3D (deben registrarse las dos imágenes). Tal registro a menudo es difícil, ya que las partes de SPECT y de TC de todos los equipos híbridos comerciales de SPECT/TC no son coincidentes (los cortes de SPECT y de TC no están en el mismo plano) y debido a que los *gantry* de la SPECT y la TC son contiguos. En la práctica, esto significa que las adquisiciones de SPECT y de TC no se hacen simultáneamente en el mismo corte de la imagen. De hecho, dado que deben recorrer diferente distancia dentro del *gantry*, las imágenes del mismo corte en el paciente para SPECT frente a TC tienen una alta posibilidad de error en el registro por errores en el alineamiento en los ejes X, Y y Z del movimiento de la camilla o quizás aun mayor, dado por la diferencia de la concavidad de la tabla para las porciones de SPECT y de TC, en función del diseño de la misma.

Además, el sistema electrónico separado puede influenciar en el «posicionamiento» de cada imagen, por lo que la calibración para cada registro mecánico puede ser más inexacta en el transcurso del tiempo. Por lo tanto, de ahí en adelante es imperativo chequear el registro de SPECT a TC. Esto suele realizarse con un fantoma específico o una plantilla que contenga una fuente puntual visible tanto para SPECT como para TC. Los errores en la colocación de las imágenes fusionadas SPECT/TC se investigan mediante un perfil de cuentas generadas en los cortes transaxiales. Estos errores, tras la corrección por *software*, deben ser inferiores a 1 mm. Es importante registrar imágenes de las plantillas en varias posiciones a lo largo de la tabla, y también puede ser útil colocar un peso al principio o al final para provocar algún grado de concavidad y repetir la adquisición.

Nota: Las consideraciones mencionadas se suman al CC del alineamiento específico del paciente clínicamente necesario para valorar los posibles movimientos respiratorios del paciente (no descritos aquí).

2.8.4.2. Exactitud de la corrección de atenuación. El uso de TC para la corrección de atenuación de la SPECT requiere de una transformación de los coeficientes de atenuación de la TC a coeficientes de atenuación de radiotrazador para la SPECT. Esta transformación usualmente está acoplada a una curva de calibración bilineal o trilineal con un punto de corte en el coeficiente de atenuación para el agua. Como mínimo, es importante adquirir una imagen de un cilindro lleno de agua para investigar la uniformidad de la SPECT y la concentración de actividad de la SPECT y, después, una SPECT basada en la corrección de atenuación por TC. Los errores en la transformación de la atenuación de TC a SPECT suelen manifestarse en la SPECT co-

rregida como una imagen sin perfiles planos de los bordes al centro (p. ej., la actividad en el contorno es muy alta o muy baja con respecto al centro del fantoma) y pueden provocar valores absolutos de corrección de atenuación de la SPECT incorrectos (aunque estos valores dependen de la calibración absoluta del escáner de la SPECT, así como de la exactitud de la corrección de atenuación de la SPECT basada en TC).

2.8.5. Aceptación de la cámara. Se ha recomendado que las mediciones aconsejadas por la NEMA (NU 1 2007)²⁴ sean realizadas antes de aceptar un equipo de SPECT²⁵. Muchas de estas pruebas pueden ser realizadas por las compañías proveedoras de los equipos SPECT. De ser así, se recomienda que durante estas pruebas el representante del comprador trabaje junto con los representantes del fabricante, ya que algunos fabricantes no realizan las especificaciones recomendadas por la NEMA.

Las nuevas tecnologías pueden no estar documentadas en las recomendaciones de la NEMA³³. Las siguientes directrices pretenden proporcionar un medio apropiado para investigar el funcionamiento de nuevos equipamientos en cardiología nuclear. Dado que los equipos pueden variar considerablemente en cuanto a la manera óptima en que se realizan las pruebas específicas, este documento debe ser usado sólo como una guía y no pretende reemplazar las recomendaciones de los fabricantes para cada equipo específico. Usando un fantoma de acrílico de múltiples propósitos, que pueda mostrar una vista del campo del equipo, los valores mínimos aceptables de valores SPECT y procesamiento para nuevas tecnologías están definidos en la tabla 8. Estos valores intentan definir una calidad de imagen que puede ser comparable con la calidad de imágenes adquiridas en la SPECT de una cámara usando un colimador.

Tabla 8. Criterios mínimos de aceptación para la SPECT

Parámetro	Rango de aceptación
Resolución tomográfica	Identificar barras frías de un diámetro $\geq 11,1$ mm
Uniformidad tomográfica	La sección del cilindro no debe tener artefacto en anillo en más de un corte. La uniformidad en el cilindro debe ser ≤ 20 %
Contraste tomográfico	Identificar esferas con un diámetro $\geq 19,1$ mm. El contraste en las esferas de 31,8 mm debe ser $>$ al 65 %

SPECT: tomografía por emisión de fotones únicos.

3. PROTOCOLOS DE ADQUISICIÓN

Los protocolos para adquirir varios estudios de SPECT en cardiología nuclear usando la tecnología de cámara Anger y para la reconstrucción convencional de retroproyección filtrada se presentan en las tablas 12 a 17 (Apéndice). En cada uno de estos protocolos, se muestran los parámetros de adquisición y valores para protocolos de estrés y reposo, así como los parámetros de adquisición.

La implementación de estos protocolos de parámetros de adquisición ha mostrado proporcionar imágenes de buena calidad para la interpretación y la cuantificación clínicas. Estos protocolos deben ser vistos como un consenso de opiniones sobre los parámetros que proporcionarán imágenes aceptables. Sin embargo, parámetros de protocolos que reducen el tiempo de imagen o requieren dosis reducidas de radiofármacos, diferentes de los referidos más adelante, han sido recientemente validados en estudios monocéntricos más pequeños y pueden ser preferidos en algunas instituciones. Estos estudios se refieren a la aplicación de algoritmos de corrección de atenuación, corrección de *scatter*, recuperación de la resolución, respuesta característica del colimador para una geometría específica y respuesta de la dependencia de profundidad de la cámara que proporcione una calidad de imagen igual o superior a los parámetros considerados en este documento. Más adelante se proporciona una descripción de cada uno de estos parámetros de adquisición.

Por otro lado, el protocolo único de estrés ha sido usado para reducir la dosis de radiación al paciente y el tiempo de permanencia del paciente en el laboratorio. Con este protocolo, si la imagen de estrés es normal, el estudio de reposo no es necesario. Se ha demostrado que los pacientes con un protocolo único de estrés normal (con corrección de atenuación) tienen un pronóstico similar que los que tienen estudios de estrés y de reposo normales³⁴. La dosis de isótopo de estos estudios dependerá de si el mismo se completa en uno o dos días y de si el estudio no es claramente normal. Si se planifica un estudio de un día, se usa una dosis baja para la SPECT (de 8 a 15 mCi para el estudio de estrés). Si es necesario un protocolo de dos días (o si el paciente es grande), se usa una dosis alta del radiofármaco marcado con ^{99m}Tc (30 mCi). Se remite al lector a las tablas 13 y 14 para la descripción de los parámetros de adquisición de protocolos de estrés con ^{99m}Tc tanto para protocolos de uno como de dos días.

Hay muchas y nuevas tecnología tanto en *hardware* como en *software* no referidas en estas tablas debido a múltiples factores (p. ej., especificaciones técnicas del vendedor o datos clínicos insuficientes). Se advierte al

lector que para estas nuevas tecnologías se deben consultar los protocolos y las recomendaciones de los fabricantes y la información de apoyo para los procedimientos. Con independencia de la instrumentación, la adquisición y los protocolos de procesamiento, hay muchos parámetros en común que requieren una explicación.

3.1. Dosis

Las dosis estándar descritas corresponden a las requeridas para un paciente promedio de 70 kg de peso. Las dosis pueden ser ajustadas hacia arriba, según el peso del paciente, a razón de 0,04 mCi/kg para el ²⁰¹Tl y 0,31 mCi/kg para el ^{99m}Tc. Las técnicas de reducción de dosis pueden ser empleadas incrementando el tiempo de adquisición. Para las nuevas tecnologías, tanto de *hardware* como de *software*, las dosis pueden ser ajustadas basándose en las recomendaciones del fabricante.

3.2. Posición

Los factores que influyen en lo que se refiere a la posición del paciente incluyen el diseño de la cámara y el *gantry*, la minimización de artefactos y el confort del paciente. En la mayoría de los equipos y protocolos disponibles, para la obtención de imágenes de SPECT se utiliza sistemáticamente la posición supina. Se ha comunicado que las imágenes obtenidas en prono producen menor movimiento del paciente y menor atenuación de la pared inferior que las obtenidas en posición supina^{35,36}. La combinación de imágenes en supino y prono pueden ser útiles para la identificación de artefactos de atenuación, debido al cambio de posición que sufre la mama o el excesivo tejido graso en la pared lateral en esta posición de estructuras atenuantes que ocurren en la posición prona. En algunos laboratorios, las ventajas de las imágenes en prono para clarificar los artefactos han conducido al uso sistemático de adquisición supina seguido de prona³⁷. Parece que las imágenes supinas no eliminan los artefactos de atenuación, sino que simplemente los cambian de localización. En la comparación de imágenes pronas y supinas, los defectos por artefactos cambiarán su localización, mientras que los defectos verdaderos permanecerán fijos^{38,39}. Cuando se empieza a usar esta modalidad, el tiempo de adquisición para las imágenes secundarias (en prono) se reduce un 20-40 %. Algunos diseños de *gantry* y gammacámaras requieren que el paciente sea colocado en posición más sentada. Cambios en el posicionamiento del paciente como los

descritos anteriormente podrían causar cambios en la distribución y en la atenuación del tejido blando adyacente y deben ser considerados a la hora de interpretar las imágenes. Probablemente sea necesario generar bases de datos de pacientes normales para las diferentes posiciones.

3.3. Tiempo de espera

Estos tiempos son referidos como rangos y especificados como valores óptimos. El objetivo es esperar que el paciente se recupere totalmente del ejercicio y permitir que la frecuencia cardíaca (FC) retorne a los valores basales (reduciendo los artefactos de gatillado), evitando los movimientos del corazón con los cambios respiratorios, mientras que la disnea se resuelve y se minimiza la interferencia de la captación hepática⁴⁰. Dado que las imágenes caen en rangos específicos, pueden producir SPECT clínicamente útiles. Con el ²⁰¹Tl, las imágenes deben comenzar 10 a 15 minutos tras la prueba de estrés, y si la atenuación por tejidos blandos o movimientos comprometen el estudio, el beneficio de repetir la adquisición es cuestionable. Por el contrario, el ^{99m}Tc-sestamibi y el ^{99m}Tc-tetrofosmina permiten retrasar las imágenes y, además, permiten que las pruebas de estrés y la inyección del trazador puedan ocurrir en un lugar diferente que el laboratorio de imágenes y que la adquisición pueda ser repetida cuando hay movimiento del paciente, atenuación por tejido blando u otro artefacto considerado responsable de un defecto de perfusión.

3.4. Ventana de energía

La posición de la ventana de energía está determinada por el isótopo utilizado: 140 keV para los radiofármacos de perfusión de ^{99m}Tc y 70 keV para el ²⁰¹Tl. Para las cámaras que lo acepten, es razonable adquirir simultáneamente los picos de alta energía del talio (135 y 167 keV). El tamaño de la ventana está determinado por el sistema de imágenes (p. ej., material del detector) y a menudo refleja el equilibrio entre las cuentas de la imagen y la resolución. En las tablas del Apéndice, la mayoría de los valores corresponden a los usados para cámaras Anger que usan cristales de NaI(Tl). En los sistemas que ofrecen una mejoría en la resolución de energía (detectores de estado sólido y cristales), el tamaño de la ventana puede ser reducido, lo que proporciona una disminución del *scatter* y mejora la resolución de la imagen. La misma ventana de energía que se usa en los estudios con pacientes debe ser usada en los controles de calidad diarios.

3.5. Colimadores

Para las cámaras Anger convencionales, el colimador de agujeros paralelos es el más usado en SPECT cardíaca. Estos colimadores pueden ser de dos tipos: de baja energía y propósitos generales (LEAP), usados para estudios con ²⁰¹Tl, y de alta resolución y baja energía (LEHR), usados en estudios con ^{99m}Tc. Comparados con los colimadores LEAP, los LEHR tienen septos delgados, agujeros pequeños y perforaciones más profundas que proporcionan una mejor resolución a expensas de reducir la sensibilidad. Además, el uso de colimadores LEHR proporciona una alta tasa de conteo (p. ej., estudios con ^{99m}Tc). Generalmente, los colimadores LEAP son usados para estudios con 3 mCi de ²⁰¹Tl, incluyendo las adquisiciones de SPECT gatillada; para trazadores marcados con ^{99m}Tc, los colimadores más indicados son los LEHR. El colimador es el principal factor que limita la sensibilidad de conteo de las cámaras Anger; con algunos nuevos diseños de detectores, se ha comunicado una sensibilidad de conteo de tres a cinco veces mayor que con las cámaras tomográficas Anger convencionales¹. Algunas tecnologías emergentes están empleando colimadores de nuevos diseños para aumentar la sensibilidad en estudios cardíacos.

3.6. Rango de muestreo angular

Dada la posición anterior de corazón en el hemitórax izquierdo, se prefieren órbitas de muestreo angular de 180° desde OAI de 45° a OPI de 45°. La utilidad de las órbitas posteriores de 180° o 360° es mucho mayor para isótopos de alta energía (como el tecnecio) en comparación con los de baja energía (como el talio). El rango de órbitas recomendadas es amplio, en función de la configuración de la cámara, y su elección depende de las recomendaciones del fabricante.

3.7. Número de proyecciones

El número óptimo para los estudios de emisión depende del número de proyecciones de la resolución del sistema. Para una SPECT con talio con un colimador LEAP (un estudio de resolución relativamente), es suficiente con 32 proyecciones en 180°. Para un estudio de alta resolución usando agentes marcados con ^{99m}Tc, se debe usar un colimador de alta resolución y se requieren 60-64 proyecciones en órbita de 180° para prevenir la pérdida de resolución. Para cámaras Anger no rotatorias, el número de proyecciones depende del equipo, y la selección debe ser hecha basándose en las recomendaciones del fabricante.

3.8. Tipo de órbita

Para los equipos de detector rotatorio, las opciones principales de órbita para los estudios de SPECT cardíaca son órbitas circulares o no circulares (elípticas o de contorno corporal). Las órbitas no circulares siguen el contorno de paciente, posicionando la cámara lo más cerca posible del cuerpo a fin de mejorar la resolución espacial. Las órbitas circulares mantienen un radio de rotación fijo y que, de promedio, está más alejado del paciente. En general, hay una menor resolución espacial (pero más uniformidad), ya que la distancia entre detector y fuente es mayor con esta técnica. La mayoría de los fabricantes proporcionan una capacidad de órbita no circular excelente, con capacidad de minimizar el impacto negativo que provocan las variaciones en la distancia fuente-detector.

3.9. Tamaño del píxel

En los equipos de SPECT convencionales, la resolución de la imagen está entre 13 y 16 mm. Para el muestreo espacial, es aconsejable tener 2-3 píxeles sobre la resolución de la imagen, lo cual proporciona un rango de píxel útil de 4,5 a 7,0 mm por píxel. Las tablas 12-17 especifican un tamaño de píxel de $6,4 \pm 0,4$ mm para matriz de 64×64 , la cual ha sido extensamente usada en la tecnología Anger convencional. Este tamaño ofrece una resolución de imagen satisfactoria para la interpretación y la cuantificación de tomografías tanto con ^{99m}Tc como con ^{201}Tl .

3.10. Tipo de adquisición

El modo de adquisición tomográfica más popular es el «paso y disparo» (*step-and-shoot*). En este procedimiento, la cámara adquiere una proyección y detiene la adquisición de datos mientras se mueve al siguiente ángulo, lo que produce una pequeña cantidad de tiempo muerto, ya que la cámara no adquiere mientras se está moviendo el detector. Una alternativa es el modo «continuo», en el que la cámara se mueve continuamente y adquiere una proyección sobre cada incremento angular. Esto elimina el tiempo muerto e incrementa el número de cuentas, a expensas de provocar un pequeño desenfoque debido al movimiento del cabezal mientras se produce la adquisición. Parece probable que el incremento en la estadística de conteo supere con creces el pequeño desenfoque debido a movimiento de la cámara. Más adelante se describen otros equipos con detectores no rotatorios.

3.11. Matriz

Los tamaños de matriz estándar para las cámaras Anger son de 64×64 o 128×128 píxeles, en función del campo de visión de la cámara y del factor de zoom. Los usuarios deben remitirse a las recomendaciones del fabricante para equipos y diseños específicos.

3.12. Tiempo de adquisición

Últimamente, el tiempo total para una adquisición de emisión está basado en el tiempo que puede tolerar el paciente sin moverse, equilibrado por la necesidad de adquirir un número de cuentas adecuado. En la práctica, el tiempo máximo se sitúa en alrededor de 20 minutos. Se ha descubierto que los tiempos de adquisición mencionados en las tablas del Apéndice producen imágenes aceptables y de calidad comparable para los estudios de estrés y reposo. Estos tiempos pueden no ser óptimos para equipos con gran sensibilidad (p. ej., multidetectores en medio anillo) y deben ser ajustados basándose en las recomendaciones del fabricante y la validación de su uso.

3.13. Gatillado

La introducción de radiofármacos de perfusión marcados con tecnecio proporciona imágenes con suficiente densidad de conteo, que permiten, mediante el gatillado del ciclo cardíaco, estudiar la motilidad, el engrosamiento parietal y la fracción de eyección del ventrículo izquierdo (FEVI) a partir de las imágenes de perfusión miocárdica⁴¹⁻⁴⁴. El gatillado requiere un ritmo cardíaco estable y regular, así como la suficiente resolución temporal para caracterizar correctamente el ciclo cardíaco. Una frecuencia cardíaca estable y rítmica puede evitar el rechazo de algunos ciclos cardíacos que caigan fuera de rango, a expensas de prolongar el tiempo de adquisición. La «ventana de aceptación de latidos» puede variar del 20 al 100% de la duración del intervalo R-R; se recomienda valores de alrededor del 20% si se obtiene un «cuadro extra» que permita acumular las cuentas rechazadas. La mayoría de los laboratorios gatillan el ciclo cardíaco en 8 cuadros, aunque un gran número de laboratorios comunican buenos resultados con 16 cuadros por ciclo y han usado un incremento del muestreo temporal para estimar de forma más segura la FEVI, así como los parámetros de función diastólica.

Independientemente de gatillar 8 o 16 cuadros, la recomendación es evitar el rechazo de latidos. El bajo conteo estadístico obtenido en las imágenes con ^{201}Tl

hace que el gatillado sea todo un desafío, pero muchos laboratorios informan buenos resultados con el uso de 8 cuadros por ciclo, en pacientes seleccionados⁴⁵. Para procurar una buena estadística de conteo, especialmente cuando se usan dosis bajas, es recomendable que tanto los estudios de SPECT de perfusión de estrés como los de reposo se adquieran gatillados en idénticas condiciones.

4. PROTOCOLOS DE PROCESAMIENTO

4.1. Filtros

El filtrado de imágenes es un tema muy complejo que abarca técnicas para mejoramiento de imágenes, reconstrucción y características de extracción^{46,47}. El área principal que concierne al interpretador de las imágenes de SPECT es el mejoramiento de la imagen mediante la reducción del ruido. Todas las formas de imágenes están plagadas de variaciones estadísticas en las cuentas adquiridas, lo que comúnmente se conoce como «ruido». La calidad de una imagen puede ser descrita por el índice señal/ruido, que considera la fortaleza relativa de la señal (de la imagen que se está obteniendo) con respecto al ruido. El índice señal/ruido es mucho más alto en la frecuencia espacial baja (característica general que es constante en muchos píxeles) y disminuye en la frecuencia espacial alta (característica que cambia en unos pocos píxeles, como en los bordes). En general, cuanto mejor es la estadística de conteo, mejor es el índice señal/ruido. Para reducir el ruido, comúnmente se usa un filtro *low-pass*, ya que permite que las frecuencias espaciales bajas atraviesen atenuando las frecuencias altas, que es donde predomina el ruido. Los filtros *low-pass* como el Hanning y el Butterworth se caracterizan por un corte (*cut-off*) de frecuencia que empieza a afectar a la imagen. El *cut-off* puede ser ajustado en función del índice señal/ruido, a fin de preservar lo mejor posible la señal y disminuir o suprimir⁴⁸ el ruido de la mejor forma posible. Si el *cut-off* es muy alto, hay ruido significativo en la imagen, y si el *cut-off* es muy bajo, la información de la señal puede ser suprimida significativamente. Debido a su relativamente baja estadística de conteo, las imágenes de cardiología nuclear tienden a tener una mayor cantidad de ruido en la retroproyección filtrada, dada su dependencia de un filtro en rampa que amplifica el ruido. El filtro óptimo para una imagen determinada depende del índice señal/ruido de la imagen; el subfiltrado de una imagen provoca un aumento significativo del ruido, y un sobrefiltrado desenfoca innecesariamente los detalles de la imagen. Tanto el subfiltrado como el sobrefiltrado disminuyen la exactitud diagnóstica de la imagen. Los

paquetes de *software* de reconstrucción tienen una serie de filtros y valores de *cut-off* estándares que son óptimos para los pacientes promedio. El ajuste del *cut-off* del filtro puede llevarse a cabo en pacientes con una estadística de conteo pobre (p. ej., pacientes obesos), a fin de optimizar las imágenes. Sin embargo, esto no se recomienda a menos que el médico esté completamente familiarizado con el ajuste del filtro y los efectos potenciales. Los cambios en el *cut-off* del filtro pueden tener efectos inesperados en el resultado de los programas de análisis disponibles comercialmente, especialmente en los que emplean detección de bordes, como los que se usan en la cuantificación de defectos y volúmenes del ventrículo izquierdo (VI) y en el cálculo de la FEVI. Los filtros de convolución, como los filtros de Metz y Wiener, pueden corregir el desenfoque que se produce a partir de la dispersión de fotones que viajan a través del cuerpo. Aunque las imágenes pueden lucir más nítidas con estos filtros, todavía no han demostrado que mejoren la seguridad diagnóstica de la imagen⁴⁶.

4.2. Reconstrucción

4.2.1. Retroproyección filtrada. El método tradicional para la reconstrucción de imágenes ha sido la retroproyección filtrada, una técnica basada en una prueba matemática que asume que los perfiles lineales de cuentas integradas son perfectos (p. ej., colimador perfecto), sin atenuación, sin dispersión (*scatter*) y en un número infinito de proyecciones. Este método es relativamente sencillo y rápido⁴⁹. La amplia experiencia clínica está basada en la retroproyección filtrada, que ha resistido el paso del tiempo a pesar de su incapacidad de trabajar con modelos reales de colimación, atenuación y dispersión. La retroproyección filtrada simple de perfiles de cuentas (una sola fila de píxeles de cada proyección) proporciona una imagen que parece desenfocada por una función $1/r$, donde « r » es igual a la distancia radial en el dominio de Fourier. Para suprimir este desenfoque, cada perfil es filtrado en el dominio de Fourier con un filtro en rampa previo a la retroproyección. Como se mencionó previamente, la aplicación del filtro en rampa, aunque suprime el desenfoque $1/r$ en las frecuencias bajas, amplifica el ruido relativo existente en las frecuencias altas que contienen los perfiles adquiridos. Además, esto es una combinación de un filtro en rampa y un *low-pass*. Últimamente se está usando un filtro supresor de ruido (p. ej., Butterworth) para filtrar los datos previos a la retroproyección.

4.2.2. Reconstrucción iterativa. Hay diferentes clases de algoritmos de reconstrucción que están basados en las técnicas iterativas. Estos algoritmos comien-

zan con una suposición rudimentaria de la distribución, generando proyecciones de la suposición y comparando estas proyecciones con las proyecciones adquiridas. La suposición es redefinida basándose en las diferencias entre las proyecciones actuales y las generadas, y el proceso es repetido (de allí el término «iterativo»), usualmente en un número fijo de iteraciones, pero también puede ser repetido hasta que los errores entre la proyecciones generadas y las actuales sean aceptablemente pequeños. La principal ventaja de este algoritmo es que el proceso de generación de las proyecciones de la suposición puede ser tan sofisticado como se desee, y puede incorporar correcciones para la atenuación, la dispersión y la colimación específica, en función de la profundidad del desenfoque. Se han desarrollado múltiples algoritmos iterativos, incluyendo, aunque sin limitarse a ellas, las técnicas de expectativa máxima (EM), MLEM y máxima *a posteriori* (MAP). La diferencia primaria entre estos algoritmos corresponde a los métodos mediante los cuales los datos de la retroproyección (el supuesto) se comparan y se actualizan en relación con las proyecciones adquiridas y las diferencias en el modelado del ruido y su compensación. Una desventaja de la reconstrucción iterativa es la intensidad computacional de los algoritmos, ya que toman más tiempo que la retroproyección filtrada. En un esfuerzo por disminuir los tiempos de reconstrucción, fue desarrollado el algoritmo OSEM. Esta técnica utiliza un subconjunto de datos adquiridos durante cada iteración, acelerando el tiempo de reconstrucción por más o menos el mismo factor, es decir, una reconstrucción que usa cuatro iteraciones con ocho subconjuntos completa aproximadamente ocho veces más rápido que una reconstrucción EM sin subconjuntos⁵⁰. Esta técnica, asociada a un incremento continuo en la potencia de los ordenadores, permite reconstrucciones iterativas completas en un tiempo aceptable para el uso clínico habitual. Sin embargo, las técnicas iterativas todavía no han probado ser irrefutablemente superiores a la retroproyección filtrada. Los métodos de reconstrucción discutidos hasta aquí generalmente reconstruyen un corte bidimensional (2D) transaxial por línea de píxeles de cada proyección reconstruida, creando un corte simple, siendo cada derivada independiente del previo o del siguiente. Técnicas iterativas recientemente disponibles utilizan los datos de los perfiles de cuentas adyacentes para mejorar el modelo de adquisición 2D y mostrar la distribución 3D del radiotrazador. Por ejemplo, en vez de modelar la función de dispersión puntual de un colimador simplemente en el plano 2D transaxial (abanico), la recuperación de resolución puede ser aplicada incorporando datos también en la dirección axial a través de múltiples cortes 2D, o sea, en una reconstrucción 3D. El algoritmo OSEM más usado puede ser caracterizado

como una técnica 3D-OSEM. Esta técnica puede compensar el incremento del ruido en las adquisiciones con cuentas bajas, permitiendo, de este modo, disminuir el tiempo del estudio (se han investigado imágenes a la mitad o la cuarta parte del tiempo habitual)⁵¹⁻⁵³, o reducir la dosis inyectada a fin de restringir la exposición del paciente a las radiaciones.

4.3. Reorientación

Una fase crítica en el procesamiento miocárdico es la reorientación de los datos tomográficos en los diferentes ejes a fin de obtener una simetría individual del corazón del paciente. Esto se realiza ya sea manual o bien automáticamente y proporciona un alineamiento de los datos en los planos de los ejes vertical, horizontal y corto. La orientación de los ejes largos debe ser paralela al eje de la pared del miocardio y debe ser igual para el estudio de estrés y el de reposo. Una selección inapropiada puede provocar un desalineamiento de las paredes miocárdicas entre los datos de estrés y los de reposo, y potencialmente causar una interpretación incorrecta. Es crucial que todos los ejes elegidos estén disponibles en los CC de la pantalla y que puedan ser revisados por el técnico o el médico que interpreta el estudio a fin de verificar que fueron seleccionados apropiadamente.

4.4. Presentación de datos (display)

4.4.1. Revisión del cine. El procedimiento de CC postadquisición más importante es la revisión de los datos tomográficos originales en modo cine. Esta presentación ofrece un método sensible para detectar movimientos del paciente y/o corazón (ascenso postestrés), sombra mamaria debido a atenuación, atenuación diafragmática y superposición de actividad visceral abdominal, todo lo cual puede crear artefactos en la reconstrucción de imágenes. La revisión de los tomogramas originales en modo cine debe ser realizada dos veces: una a cargo del técnico inmediatamente después de la adquisición y otra a cargo del médico durante la interpretación de las imágenes. Para los estudios gatillados, en este momento usualmente no sólo se debe revisar la suma de todos los tomogramas gatillados, sino también todos los datos tomográficos (p. ej., todas las proyecciones en todas las fases del ciclo cardíaco), ya que el observador puede alertarse de errores en el gatillado debido a arritmias, manifestadas como un destello en las imágenes. Puede ser útil realizar un despliegue de la curva total de cuentas frente a proyección. La visualización y la revisión del histograma de latidos (número de latidos recolecta-

dos a un intervalo R-R específico) pueden también ayudar a determinar si las anomalías en la motilidad parietal cardíaca corresponden a artefactos o son reales. Ocasionalmente, la revisión del cine muestra anomalías en abdomen o tórax, como quistes renales, o anomalías en la captación que pueden ser sospechosas de neoplasia. La utilidad clínica y la exactitud de estos hallazgos no han sido establecidas.

4.4.2. Revisión del estudio. Se recomienda enfáticamente que los médicos utilicen una pantalla de ordenador para revisar las imágenes y que usen copias en papel o película solamente para propósitos de archivo. Las imágenes impresas en formato transparente de película o en papel fotográfico pueden tener una variación de contraste o escala de colores y suministrar imágenes poco apropiadas para ser la interpretación. Las pantallas de ordenadores son más estables y siempre tienen disponible una barra de contraste monocromático o de colores a un lado de la imagen para mejorar las condiciones de visualización. Además, las pantallas ofrecen una visualización rápida y secuencial de las imágenes. Por estas razones, se recomienda la interpretación en la pantalla por encima de la interpretación de las copias impresas⁵⁴.

5. INTERPRETACION E INFORME

5.1. Consideraciones generales

La interpretación de los estudios de SPECT de perfusión miocárdica debe ser realizada de forma sistemática e incluir: 1) una evaluación de las imágenes originales en modo cine para determinar la presencia o potenciales fuentes de artefactos y valorar la distribución extracardíaca del radiotrazador; 2) la interpretación de las imágenes con respecto a localización, tamaño, intensidad y reversibilidad de los defectos de perfusión, así como el tamaño de las cámaras cardíacas y –especialmente para el ²⁰¹Tl– presencia o ausencia de captación pulmonar; 3) la incorporación de los resultados del análisis cuantitativo de la perfusión; 4) una consideración de los datos funcionales obtenidos a partir de las imágenes gatilladas, y 5) una consideración de los factores clínicos que pueden influenciar en la interpretación final del estudio. Todos estos parámetros contribuyen a la producción del informe clínico final. Las guías para la interpretación y el informe de los estudios de SPECT de perfusión miocárdica se muestran en las tablas 9 y 10.

5.2. Presentación de datos (display)

5.2.1. Medios recomendados para la presentación de datos. Se recomienda enfáticamente que el

Tabla 9. Guía para la interpretación de estudios de perfusión miocárdica de SPECT

Presentación de datos (display)	
Medio	
Pantalla ordenador	Preferido
Película	Desaconsejado
Formato	
Cortes convencionales	Preferido
Normalización cuadros	Opcional
Normalización series	Preferido
Presentación 3D	Opcional
Fuentes de error técnico	
Movimiento	Estándar
Atenuación	Estándar
Corrección atenuación	Opcional
Artefacto reconstrucción	Estándar
Estadística miocárdica	Estándar
Interpretación de imagen inicial	
Dilatación ventricular	
Cualitativa	Estándar
Cuantitativa	Opcional
Captación pulmonar	
Cualitativa	Estándar
Cuantitativa	Preferida
No cardíaca	Estándar
Defecto de perfusión	
Localización	Estándar
Extensión e intensidad	
Cualitativa	Estándar
Semicuantitativa	Opcional
Cuantitativa	Opcional
Reversibilidad	Estándar
SPECT gatillada	
Presentación	Estándar
Control de calidad	Estándar
Motilidad parietal regional	Estándar
Engrosamiento parietal regional	Estándar
FEVI	
Cualitativa	Estándar
Cuantitativa	Preferida
Volumen VI	
Cualitativa	Estándar
Cuantitativa	Recomendada
Integración resultados función-perfusión	
Viabilidad miocárdica	
Cualitativa	Estándar
Semicuantitativa	Opcional
Cuantitativa	Preferida
Modificación de interpretación	Preferida

FEVI: fracción de eyección del VI; SPECT: tomografía por emisión de fotones únicos; VI: ventrículo izquierdo.

Tabla 10. Guías para informe de estudios de SPECT de perfusión miocárdica

Datos demográficos	
Nombre	Requerido
Sexo	Requerido
Edad	Requerido
Fecha del estudio	Requerido
Identificación del estudio	Requerido
Peso y talla (área de superficie corporal)	Recomendado
Medicación relevante	Recomendado
Indicación del estudio	Requerido
Médico de referencia	Requerido
Médico interpretador	Requerido
Parámetros de adquisición	
Tipo de estudio	Requerido
Dosis y radioisótopo	Requerido
Posición del paciente (prono, supino, sentado)	Recomendado
Uso de gatillado y/o corrección de atenuación	Requerido
Resultado del estrés	
ECG reposo	Requerido
Parámetros del estrés	
FC, PA, porcentaje FC máxima teórica y MET	Requerido
Síntomas	Requerido
Razón para finalización	Requerido
Cambios ECG en estrés	Requerido
Resultados de la perfusión	
Calidad	Requerido
Fuentes de error potenciales	Requerido
Captación pulmonar (talio)	Opcional
Defectos perfusión	
Localización	Requerido
Extensión (%)	Recomendado
Gravedad	Requerido
Tipo de defecto (isquemia, cicatriz, mixto)	Requerido
DTC/DIT	Requerido
DTC/DIT cuantitativa	Opcional
Actividad VD	Recomendado
Resultado SPECT gatillada	
Engrosamiento y motilidad parietales	Recomendado
Función global	
Cualitativo	Requerido
Cuantitativo	Requerido
Volumen VI	Opcional
Calidad total del estudio	Requerido
Conclusiones	
Normal/anormal/dudoso	Requerido
Artefactos	Recomendado
Captación no cardíaca	Recomendado
Comparación con estudios previos	Recomendado
Probabilidad de EC	Opcional
Fecha de interpretación	Requerido
Firma	Requerido

DIT: dilatación isquémica transitoria; DTC: dilatación transitoria de la cavidad; EC: enfermedad coronaria PA: presión arterial; SPECT: tomografía por emisión de fotones únicos; VD: ventrículo derecho; VI: ventrículo izquierdo.

médico informante utilice una pantalla de ordenador en vez de las copias impresas (ya sea papel o película) para interpretar el estudio. Un monitor es capaz de mostrar más variaciones en la escala de grises o color, haciendo más fácil discernir pequeñas variaciones en actividad. Más aun considerando que no es posible evaluar correctamente las imágenes en movimiento en las copias impresas (p. ej., cine de los datos originales o imágenes gatilladas). Generalmente se prefiere usar una escala lineal de grises en vez de una escala de colores, ya que se ha demostrado que la escala de grises es más consistente con los grados de captación, aunque, no obstante, esto también depende de la familiaridad del lector con determinada escala de colores^{54,55}. El lector debe estar advertido de que la apariencia de una imagen puede modificarse significativamente cuando se cambia de una escala de color a otra. Se prefiere una escala lineal a una escala no lineal (p. ej., sigmoidal), ya que caracteriza con mayor fidelidad la captación sobre el rango de actividad. Puede usarse una escala logarítmica para evaluar regiones con una densidad de conteo baja, como la captación en tejidos blandos o el ventrículo derecho (VD), pero nunca para interpretar la captación del VI⁵⁴.

5.2.2. Presentación de cortes de SPECT convencionales. Deben presentarse tres juegos de imágenes tomográficas: 1) una vista generada por los cortes perpendiculares al eje largo del VI (eje corto); 2) una vista del eje largo de los cortes tomográficos generados por los cortes en el plano vertical (eje largo vertical), y 3) una vista del eje largo de los cortes tomográficos generados por los cortes en el plano horizontal (eje largo horizontal). Los cortes de eje corto deben ser mostrados con los cortes apicales a la izquierda y la base a la derecha. Los de eje largo vertical deben ser mostrados con los cortes septales a la izquierda y los laterales a la derecha. De igual manera, los de eje largo horizontal deben ser mostrados con los cortes inferiores a la izquierda y los anteriores a la derecha. También se recomienda que, a efectos de la comparación de imágenes secuenciales (p. ej., estrés y reposo o reposo y redistribución), la secuencia de imágenes se presente alineada en cada orden.

Hay dos procedimientos ampliamente usados para la normalización de las imágenes. Cada serie (vertical, horizontal y eje corto) deben normalizarse al píxel más brillante de todo el juego de imágenes, lo que se conoce como «normalización de la serie». Esto se considera como la forma intuitivamente más fácil para evaluar la extensión y la intensidad de los defectos. Las limitaciones de este procedimiento son su sensibilidad para enfocar un punto caliente, la frecuente visualización pobre de las estructuras normales en la base y el ápex del VI y la falta de un display ideal de cada corte por separado. El otro procedimiento es la «normalización del cua-

dro», en que cada cuadro (corte) se normaliza con respecto a su píxel más brillante. Este método proporciona imágenes de calidad óptima en cada corte. La desventaja de este procedimiento es que el brillo de cada corte no está relacionado con el pico de actividad miocárdica en toda la serie, por lo que los gradientes de actividad entre los cortes de una serie pueden no ser apreciados. Sin embargo, esto es mitigado por la presentación en los tres planos ortogonales.

5.2.3. Presentación tridimensional. La mayoría de los programas comerciales permiten la creación de presentaciones de la perfusión miocárdica regional en 3D. Estas presentaciones pueden ayudar a lectores menos experimentados a identificar defectos de perfusión y asociarlos a la distribución del árbol coronario, pero las presentaciones en 3D deben ser únicamente una ayuda y no reemplazan al formato de imágenes convencionales (cortes tomográficos) descrito anteriormente.

5.3. Evaluación de las imágenes para detectar errores técnicos

5.3.1. Movimiento del paciente. El médico interpretador debe revisar las imágenes planares originales para identificar posibles fuentes de artefactos de atenuación y movimientos del paciente. Se recomienda revisar en modo cine las proyecciones planares, ya que los movimientos tanto verticales (craneocaudal) como horizontales (lado a lado) son fácilmente detectables. Además, para detectar los movimientos del paciente se pueden usar las imágenes de «sinogramas» o «linogramas». Se cuenta con programas disponibles para cuantificar y corregir los movimientos del paciente. El lector experimentado debe familiarizarse con la apariencia normal de las imágenes planares originales y ser capaz de identificar los artefactos de movimiento. En los pacientes que han recibido agentes de perfusión marcados con ^{99m}Tc que tienen una mínima redistribución (p. ej., sestamibi o tetrofosmina), debe considerarse la posibilidad de repetir la adquisición si se detecta un movimiento significativo. Se deben considerar alternativas, como las imágenes planares o en posición prono. Los efectos del movimiento del paciente sobre la reconstrucción final son complejos^{56,57}. Generalmente, el movimiento vertical (p. ej., craneocaudal) tiene menos efecto sobre la exactitud del estudio que el horizontal (lado a lado), especialmente cuando el corazón regresa a su estado basal. El movimiento vertical es mucho más fácil de corregir manualmente o con un *software* semiautomático. La rotación frecuentemente no puede ser corregida de forma manual o con los programas de corrección de movimiento disponibles. Dado que los programas de corrección de movimiento a veces pueden introducir ar-

tefactos, las imágenes originales corregidas deben ser evaluadas para verificar su corrección adecuada.

5.3.2. Atenuación y corrección de atenuación. La presentación en cine de las proyecciones planares también es recomendable para identificar las fuentes de atenuación, las más comunes de las cuales son la diafragmática en el varón y la mamaria en la mujer⁵⁸. El artefacto de atenuación mamaria es más problemático cuando la posición de la mama varía entre las imágenes de reposo y de estrés (p. ej., «artefacto de atenuación mamaria cambiante»). Cuando un aparente defecto de perfusión provocado por un artefacto de atenuación mamaria es más acentuado en las imágenes de estrés que en las de reposo, es muy difícil excluir la isquemia. El artefacto de atenuación mamaria puede ser confirmado mediante el reposicionamiento de la mama izquierda. La atenuación diafragmática y la mamaria también pueden ser identificadas tomando imágenes de la paciente en prono. Hay disponibles comercialmente *software* y *hardware* para la corrección de atenuación y dispersión que pueden obviar o, al menos, mitigar los artefactos de atenuación más comunes. La evaluación de las imágenes corregidas por atenuación se realiza con el mismo procedimiento usado para las imágenes no corregidas. Al igual que ocurre en el caso de la interpretación de los estudios no corregidos por atenuación, es esencial que el médico interpretador esté familiarizado con las variaciones normales segmento a segmento de la captación de la radiactividad asociada al estrés y al reposo con el sistema de corrección de atenuación usado⁵⁹⁻⁶¹. Las imágenes de corrección de atenuación se presentan de la misma manera que las imágenes no corregidas. Dado que los algoritmos de corrección de atenuación son imperfectos, es recomendable que los datos no corregidos sean interpretados junto con los datos corregidos.

5.3.3. Artefactos de reconstrucción. La actividad del trazador extracardíaca intensa y muy cercana al corazón (p. ej., superposición de asas intestinales o actividad hepática) puede crear accidentalmente un aumento de captación en el miocardio adyacente que podría enmascarar un defecto de perfusión o ser malinterpretado como captación reducida en un segmento miocárdico remoto. La actividad extracardíaca no superpuesta pero adyacente puede causar un artefacto de reconstrucción negativo y provocar una aparente reducción en la actividad del segmento miocárdico adyacente. Generalmente no hay posibilidades de corrección para estos artefactos, aunque pueden ser menos problemáticos con las técnicas de reconstrucción iterativa que con la retroproyección filtrada. Estos artefactos a menudo pueden ser eliminados mediante la repetición de la adquisición después de que el nivel de actividad extracardíaca cercana haya disminuido.

5.3.4. Estadística miocárdica. Muchos factores están comprometidos con la densidad final de conteo de las imágenes de perfusión, incluyendo el hábito corporal, el nivel de ejercicio alcanzado, la dosis de radiofármaco inyectada, la ventana de energía y el colimador. Aparentes defectos de perfusión pueden ser artefactos causados simplemente por la baja densidad de conteo. El médico interpretador debe percatarse de la densidad de conteo en las imágenes planares de proyección originales, ya que la calidad de los datos de la reconstrucción refleja directamente la tasa de conteo de las imágenes originales. Como regla general, el pico de actividad en el píxel del miocardio del VI en la proyección anterior de la imagen planar debe ser de 100 cuentas para el ^{201}Tl y 200 cuentas para el $^{99\text{m}}\text{Tc}$.

5.4. Interpretación y análisis inicial de las imágenes

La evaluación inicial de los estudios de perfusión miocárdica debe hacerse sin ningún dato clínico del paciente excepto el sexo, la altura y el peso. Este proceder minimiza las desviaciones en la interpretación del estudio. Todos los datos clínicos relevantes deben ser revisados después de haberse formado una impresión preliminar.

5.4.1. Dilatación ventricular. Previamente al análisis segmentario de la perfusión miocárdica, el lector debe tomar nota de si existe o no dilatación ventricular tanto en el reposo como en el estrés. La dilatación ventricular en ambas situaciones de estudio indica disfunción ventricular, aunque puede deberse a una sobrecarga de volumen (p. ej., insuficiencia mitral o aórtica grave), con función ventricular sistólica normal. Un aumento en el índice de la cavidad del VI, llamada dilatación transitoria de la cavidad (DTC) o dilatación isquémica transitoria (DIT), se ha descrito como marcador de alto riesgo de enfermedad coronaria^{62,63}. Esta dilatación del VI en el estrés aparente y no real probablemente sea causada por una isquemia subendocárdica difusa^{64,65} y puede ser vista en otras condiciones, como una enfermedad microvascular que cause isquemia subendocárdica difusa, aun en ausencia de enfermedad de los vasos epicárdicos. La DIT está típicamente descrita cualitativamente, pero también puede ser cuantificada^{66,67}. Los límites de cuantificación normales dependerán del protocolo de perfusión usado, de los parámetros de procesamiento y de los algoritmos utilizados.

5.4.2. Captación pulmonar. La presencia de una captación pulmonar aumentada en los estudios de perfusión con ^{201}Tl se ha descrito como un indicador de pronóstico pobre, y debe ser evaluada en todos los pacientes cuando se usa este agente de perfusión^{64,65,68}. No

hay un consenso claro sobre el significado de la captación pulmonar con los radiofármacos de perfusión basados en el $^{99\text{m}}\text{Tc}$, aunque un incremento de su captación pulmonar proporciona una pista acerca de la disfunción sistólica del VI en estos pacientes cuando no son candidatos para un estudio de SPECT gatillado debido a una arritmia grave.

5.4.3. Captación del ventrículo derecho. La captación del VD puede ser evaluada cualitativamente en las imágenes de proyección originales y en las reconstruidas. No se han establecido criterios cuantitativos para la captación del VD, pero, en general, la intensidad del VD corresponde aproximadamente al 50 % de la intensidad máxima del VI. El aumento de captación del VD indica hipertrofia del VD, típicamente vinculada a hipertensión pulmonar⁶⁹. La intensidad del VD puede aparentar estar incrementada cuando la captación del VI esta globalmente reducida⁷⁰. Las anomalías regionales en la captación del VD pueden ser un signo de isquemia o infarto en el territorio de la arteria coronaria derecha. Debe informarse el tamaño del VD, ya que su dilatación puede proporcionar una pista de la presencia de sobrecarga de volumen del VD debido a algunas condiciones, como la comunicación interauricular o la insuficiencia tricuspídea grave.

5.4.4. Hallazgos no cardíacos. Tanto el ^{201}Tl como los radiofármacos con $^{99\text{m}}\text{Tc}$ pueden ser captados por tumores, y una captación fuera del miocardio puede reflejar una patología inesperada⁷¹. Sin embargo, la sensibilidad y la especificidad de los estudios de perfusión miocárdicas para el diagnóstico de trastornos no cardíacos no han sido establecidas. La actividad esplácica del trazador después de un ejercicio de estrés adecuado (p. ej., > 85 % de la frecuencia máxima teórica) generalmente está reducida en comparación con el resto de las imágenes. Esta diferencia no está presente en las pruebas de estrés farmacológico con dipiridamol, adenosina, regadenosón o dobutamina.

5.4.5. Localización de defectos de perfusión. Los defectos de la perfusión miocárdica mediante el análisis visual de los cortes reconstruidos deben ser caracterizados por su localización, vinculándolos con una pared miocárdica, como apical, anterior, inferior y lateral. Debe evitarse el término «posterior», ya que puede ser asignado indistintamente a la pared lateral (territorio de la circunfleja) o al segmento ínfero-basal (territorio de la coronaria derecha), por lo que es ambiguo. Se recomienda la estandarización de los segmentos⁷² (véase el modelo de segmentación en la figura 1 y la tabla 11).

5.4.6. Intensidad y extensión de los defectos de perfusión

5.4.6.1. Cualitativo. La intensidad del defecto típicamente se expresa como leve, moderada o intensa.

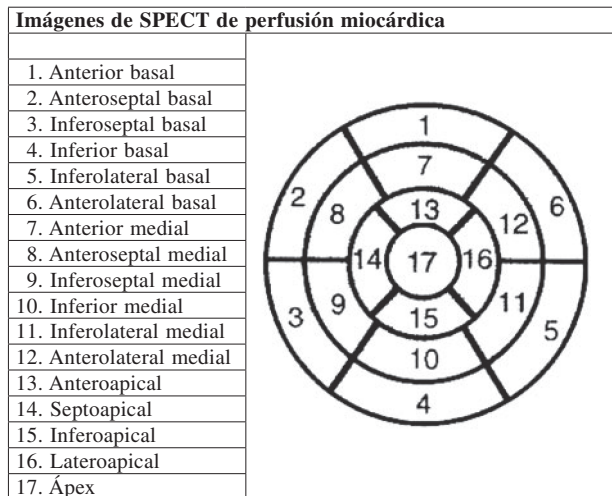


Figura 1. SPECT de perfusión miocárdica: modelo de 17 segmentos.

SPECT: tomografía por emisión de fotones únicos.

Tabla 11. Modelo de 5 puntos

Categoría	Puntuación
Perfusión normal	0
Disminución de cuentas leve (no definitivamente anormal)	1
Disminución de cuentas moderada (definitivamente anormal)	2
Disminución de cuentas grave	3
Ausencia de captación	4

El defecto leve puede ser identificado por una disminución de las cuentas en comparación con la actividad adyacente sin la apariencia de adelgazamiento de la pared; el defecto moderado muestra adelgazamiento de la pared, y los defectos intensos se aproximan a la actividad del fondo. Cualitativamente, la extensión de los defectos se describe como pequeña, mediana o grande. En términos semicuantitativos, el defecto pequeño representa menos del 10 %; el moderado, entre el 10 el 20 %, y el grande el 20 % o más del total del VI. Desde otra perspectiva, la extensión del defecto puede ser estimada como una fracción, como «la mitad basal» o «el tercio apical» de una pared en particular o de su extensión del ápex a la base. Los defectos cuya extensión e intensidad no cambian entre el estrés y el reposo son categorizados como «fijos» o «no reversibles». Cuando los defectos son más extensos y/o intensos en el estrés en comparación con el reposo, se necesita una descripción cualitativa del grado de reversibilidad (p. ej., totalmente o parcialmente reversible).

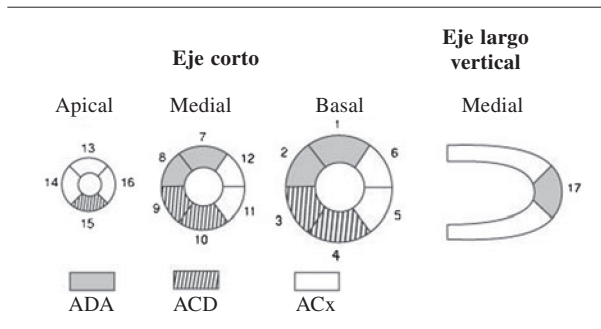


Figura 2. SPECT de perfusión miocárdica: territorio arterial coronario.

ACD: arteria coronaria derecha; ACx: arteria circunfleja; ADA: arteria descendente anterior.

5.4.6.2. Semicuantitativo. Además de la evaluación cualitativa de los defectos de perfusión, es recomendable que el médico aplique un sistema de puntuación (*score*) segmentario semicuantitativo. Este procedimiento estandarizado de interpretación de la probabilidad de sobrevalorar los defectos proporciona un importante índice semicuantitativo que es aplicable para la evaluación diagnóstica y pronóstica. El comité de GC de la ASNC ha considerado varios modelos para la segmentación de las imágenes de perfusión y recomienda para el análisis semicuantitativo visual modelos de 17 o de 20 segmentos. A fin de facilitar la consistencia de nomenclatura con otras modalidades de imágenes, se ha preferido el modelo de 17 segmentos, abandonándose el de 20 segmentos^{72,73}.

A los segmentos miocárdicos habitualmente se les han asignado los territorios de las arterias coronarias tal como se señala en la figura 2. Sin embargo, el lector debe considerar las variaciones en cada paciente en los segmentos inferior e inferolateral del VI, debido al territorio variable de las arterias circunfleja y coronaria derecha.

El uso de un sistema de puntuación proporciona un método semicuantitativo para valorar la extensión y la intensidad de un defecto. Es clínicamente importante contar con un método seguro para determinar la intensidad y la extensión de un defecto, ya que ambas variables aportan una información pronóstica independiente. Los puntos son asignados para cada segmento de acuerdo con la densidad de cuentas percibidas.

Se recomienda que, junto con las puntuaciones individuales, se calcule la suma de puntuaciones. La suma de puntuaciones del estrés (SSS) es igual a la suma de las puntuaciones de todos los segmentos en las imágenes de estrés, y la suma de las puntuaciones de reposo o de redistribución (SRS) es una medida igual a la suma

de las puntuaciones en condiciones basales. La diferencia entre SSS y SRS refleja el grado de reversibilidad de los defectos; esta puntuación diferencial (SDS) cuantifica la isquemia inducida. En particular, la SSS ha demostrado tener un valor pronóstico significativo⁷⁴, aunque la SRS también proporciona un valor pronóstico incremental^{75,76}. Antes de estimar las puntuaciones, es necesario que el médico se familiarice con la variabilidad regional normal de la distribución de las cuentas en los estudios de SPECT de perfusión miocárdica tanto en varones como en mujeres.

5.4.6.3 Cuantitativo. El análisis cuantitativo es útil para complementar la interpretación visual^{77,78}. La mayoría de los métodos de análisis cuantitativo están basados en mapas o sectores radiales de los ejes cortos y analizan el ápex por separado. Estos mapas o sectores son normalizados para permitir la comparación con bases de datos normales específicos para cada sexo. La intensidad del defecto puede ser definida sobre la base de comparar la media de la actividad regional de la base de datos con la misma región en el paciente. La cuantificación de la perfusión de estrés se compara con la del reposo para investigar la extensión y la intensidad de la isquemia. Es habitual utilizar las bases de datos según el sexo de paciente y el tipo de radiofármaco utilizado por separado. Este análisis cuantificado es clásicamente presentado como un «ojo de buey» («*bull's eye*») o mapa polar. Los programas de cuantificación son eficientes y proporcionan una interpretación objetiva que es inherente y más reproducible que el análisis visual, elimina la variabilidad de la apariencia de un defecto cuando es visto en diferentes medios (con diferente gama) o diferente escala de transición y es particularmente útil para identificar cambios sutiles entre dos estudios del mismo paciente⁷⁹⁻⁸¹. El análisis cuantitativo también puede servir como una guía para los observadores menos experimentados, quienes pueden tener dudas sobre las variaciones normales en la captación. Los programas de cuantificación no son lo suficientemente sofisticados para permitir la diferenciación entre un defecto y un artefacto en todos los casos. Debido a que los artefactos y la subestimación de la isquemia son frecuentes en los estudios de SPECT, siempre habrá dificultad para distinguir entre estudios normales y con defectos de perfusión leves. El análisis cuantitativo sólo debe ser usado como una ayuda y no sustituye el análisis visual. La extensión de los defectos puede ser cuantificada y expresada como porcentaje del total del VI o como porcentaje de un territorio vascular en particular; este último es menos fiable, dada las variaciones normales de la anatomía coronaria. La cuantificación de la intensidad de los defectos puede ser expresada como el número de desviaciones estándar (DE) que se desvía un segmento del rango normal en una región en

particular. La reversibilidad de los defectos también puede ser expresada como un porcentaje del total de ventrículo izquierdo o de un territorio vascular.

5.4.7. Reversibilidad. La reversibilidad de los defectos de perfusión puede ser categorizada cualitativamente como parcial o completa; esta última se presenta cuando la actividad en un defecto retorna a niveles comparables al del miocardio normal adyacente. Se puede usar un sistema de puntuación semicuantitativo para definir la reversibilidad como una mejoría ≥ 2 grados o una mejoría de 1 en la puntuación. La reversibilidad en los mapas de cuantificación o en las presentaciones 3D dependerá del programa en particular y del uso de las bases de datos de referencia utilizadas por el programa. Las áreas de reversibilidad típicamente son descritas por píxeles que mejoran $< 2,5$ DE de la redistribución o el reposo con respecto a la base de datos de referencia normal. La cantidad de píxeles que tienen que mejorar para considerar una reversibilidad es arbitraria.

La llamada «redistribución inversa» o paradójica puede ser vista en los estudios con talio en las imágenes de estrés tardías y se ha descrito en los estudios de reposo tardíos con ^{99m}Tc-sestamibi⁸². El concepto de redistribución inversa hace referencia a un segmento con intensidad normal o disminuida en el juego de imágenes iniciales que muestran una menor intensidad en el estudio tardío. La interpretación de este hallazgo aún es controvertida, y en la mayoría de los casos este patrón de imagen es el resultado de un mayor artefacto de atenuación o una dosis baja en el estudio de reposo en comparación con una dosis mayor en el estudio de estrés. Se ha comunicado que la redistribución inversa también puede ocurrir en los segmentos miocárdicos que tienen una mezcla de tejido viable y no viable que está irrigado por una arteria permeable en el sitio del infarto⁸³.

5.5. SPECT de perfusión miocárdica gatillada

Dado el comparativamente bajo coste adicional y el beneficio sustancial de la información obtenida, los estudios de la función ventricular izquierda gatillados deben constituir una parte sistemática de la SPECT de perfusión miocárdica^{41,42}. Es importante seguir un procedimiento sistemático en la presentación y la interpretación de la función ventricular de las SPECT gatilladas.

5.5.1. Presentación de la SPECT gatillada. Deben presentarse múltiples cortes ventriculares para el análisis visual de la motilidad y el engrosamiento parietales. Como mínimo, se deben revisar cortes apical, eje corto medio y basal, eje largo horizontal y eje largo

vertical en su sector medial. Idealmente, el *software* debe permitir al usuario hacer un recorrido en modo cine a través de todos los cortes y en cualquier eje. Cada vista debe ser normalizada para las series de fin de diástole y fin de sístole para mantener la apariencia en los cambios de densidad de cuentas durante el ciclo cardíaco, lo que refleja el engrosamiento parietal. Cuando estén disponibles, deben aplicarse los algoritmos del *software* que permiten detectar automáticamente los bordes endocárdico y epicárdico y que calculan los volúmenes y la FEVI. La motilidad parietal segmentaria debe ser analizada en una escala de grises. Cuando el programa de detección de bordes está disponible, el médico puede optar por su uso para estudiar la motilidad parietal, pero se debe tener una referencia de la motilidad sin el uso de estos programas. El engrosamiento parietal segmentario debe ser analizado en escala de grises, aunque una escala de color puede facilitar la visualización de los cambios en la intensidad de cuentas.

5.5.2. Control de calidad de la SPECT gatillada. Todos los procedimientos sistemáticos de GC de SPECT son aplicables para la SPECT gatillada, con el añadido de la evaluación del gatillado adecuado del electrocardiograma (ECG)⁴³. La manifestación más común de error en el gatillado es la aparición de un patrón de parpadeo (*flashing*) en las proyecciones planares de las imágenes rotatorias, que se produce por la pérdida de cuentas en los últimos cuadros. Lo ideal es que se inspeccione un histograma de la FC para verificar la uniformidad de los latidos. La inspección de la curva de volumen/tiempo es particularmente útil, ya que los errores en el gatillado pueden distorsionar la curva. Otro aspecto importante del CC es la determinación visual o cuantitativa del número de cuentas que fueron adquiridas en cada cuadro del estudio gatillado, si fueron adecuadas para la valoración funcional. Los programas que registran todas las cuentas en un compartimento separado para las imágenes sumadas pueden minimizar el efecto de los errores de gatillado en la imagen sumada.

5.5.3. SPECT gatillada: engrosamiento y motilidad parietales regionales. La motilidad parietal regional debe ser analizada usando la nomenclatura estándar: normal, hipocinesia, acinesia y discinesia. La hipocinesia puede ser calificada como leve, moderada o grave. Se recomienda un sistema de puntuación semicuantitativo en el que 0 = normal, 1 = hipocinesia leve, 2 = hipocinesia moderada, 3 = hipocinesia grave, 4 = acinesia y 5 = discinesia.

Esta escala de 5 puntos se usa tanto en la ventriculografía radioisotópica como en la de contraste. Como en cualquier valoración de la función ventricular regional, hay que estar familiarizado con las variaciones normales y anormales, como la disminución en la mo-

tilidad en los segmentos basales en comparación con el ápex, el mayor movimiento de la pared lateral en comparación con el tabique basal y el movimiento septal paradójico, que puede ser resultado de un bloqueo de rama izquierda (BRI), pospericardiotomía o marcapasos en el VD. El engrosamiento miocárdico normal es dependiente de la resolución espacial del equipo de SPECT disponible. El «efecto de volumen parcial» en el engrosamiento parietal regional puede ser estimado por el aumento de cuentas que va del fin de diástole al fin de sístole. Es más difícil visualizar la gravedad o anomalía en el engrosamiento parietal miocárdico que las anomalías en el movimiento parietal. Sin embargo, la evaluación del engrosamiento con estudios de perfusión se presta a la cuantificación, ya que se debe a un cambio en las cuentas.

La motilidad y el engrosamiento parietales generalmente son concordantes. La principal excepción ocurre en los pacientes revascularizados, en quienes es frecuente un movimiento septal anormal (paradójico) pero con un grosor parietal normal. Comúnmente, se acepta incorporar a una misma puntuación tanto la motilidad como el engrosamiento, mientras que no exista una discordancia entre ambos parámetros, en vez de usar cada uno por separado. Además de estudiar la motilidad, el engrosamiento y la FEVI, también se debe estudiar la función del VD. Están disponibles bases de datos de cuantificación normal para investigar el engrosamiento parietal regional.

5.5.4. Fracción de eyección y volúmenes del VI. El tamaño de las cámaras derechas e izquierdas y la FEVI deben ser evaluadas cualitativamente de forma sistemática⁸⁴. La FEVI puede ser categorizada como normal, levemente reducida, moderadamente reducida o gravemente reducida. El volumen puede ser clasificado como normal, levemente aumentado, moderadamente aumentado o gravemente aumentado. Como alternativa, la FEVI y los volúmenes de fin de diástole y fin de sístole pueden calcularse mediante la aplicación de modelos geométricos a los datos reconstruidos. Están disponibles comercialmente varias rutinas de programas que se correlacionan bien tanto con el contraste como con otras mediciones de radionúclidos.

5.5.5. Integración de los resultados de perfusión y función. Los resultados de los datos de perfusión y de la SPECT gatillada deben ser integrados en una única interpretación final. El movimiento parietal es particularmente de ayuda en la distinción entre defecto de perfusión irreversible (fijo) debido a infarto previo y defecto irreversible debido a artefacto de atenuación. Los defectos de perfusión fijos que no muestran anomalía correspondiente en la motilidad parietal o engrosamiento miocárdico sistólico son con más probabilidad debidos a artefactos, especial-

mente si la historia clínica no apoya un infarto previo⁵⁸. El hallazgo de motilidad y engrosamiento parietales regionales normales no puede ser usado para excluir isquemia en pacientes con defectos de perfusión reversibles.

5.6. Viabilidad miocárdica

5.6.1. Evaluación cualitativa. La evaluación del miocardio viable es un punto complejo y su dificultad puede ser mayor por la falta de consenso en la bibliografía del significado preciso del término «viabilidad»: si se refiere exclusivamente a la ausencia de cicatriz o bien necesita que haya una recuperación de la motilidad tras la revascularización. Sin embargo, está claro que la captación cuantitativa de un radionúclido como el ²⁰¹Tl y la avidéz por los radiofármacos marcados con ^{99m}Tc se correlacionan con la viabilidad miocárdica, definida como la mejoría posrevascularización tanto de la captación como de la función. Los segmentos miocárdicos con una captación normal o levemente disminuida del trazador en el reposo o en las imágenes tardías casi invariablemente han demostrado ser viables. La presencia de isquemia inducible implica la presencia de viabilidad y predice una alta probabilidad de mejoraría con la revascularización. El desafío más difícil para una evaluación mediante la SPECT es determinar la viabilidad en los segmentos con una reducción intensa de la captación del trazador en las imágenes en reposo.

5.6.2. Evaluación semicuantitativa. El sistema de puntuación semicuantitativo descrito anteriormente puede usarse para investigar la viabilidad de la forma siguiente. Como regla general, se considera que las puntuaciones de 0 (perfusión normal) y 1 (reducción de cuentas leve) de los segmentos en reposo, reinyección o redistribución indican viabilidad. Una puntuación de 2 (disminución de la perfusión moderada) en las imágenes de reposo, reinyección o redistribución representa la combinación de miocardio viable y no viable. Los segmentos con una puntuación de 3 generalmente se consideran en la categoría de no viable. Los segmentos con una puntuación de 4 se consideran no viables.

5.6.3. Evaluación cuantitativa. Una alternativa y quizás más rigurosa para evaluar la viabilidad en cualquier segmento es la determinación cuantitativa del índice isquemia/normal. Las ROI pueden ser colocadas sobre el segmento en cuestión y sobre el segmento más normal del miocardio en un corte en particular. El análisis debe ser aplicado a las imágenes de reposo para los estudios con ^{99m}Tc o las de reposo, reinyección o redistribución en los estudios con ²⁰¹Tl. Cuando se aplica este procedimiento, debe tenerse en cuenta la variación

normal en las cuentas, como, por ejemplo, si están relativamente disminuidas en la pared inferior. Los segmentos con un índice < 0,30 se consideran no viables. Áreas con un índice > 0,50 se consideran viables, mientras que las que presenta un índice de 0,30 a 0,50 se consideran dudosas. Como se ha indicado anteriormente en el apartado correspondiente al método semicuantitativo, tales segmentos requieren datos adicionales, como motilidad parietal, perfusión en el segmento en estrés (isquemia implica viabilidad), cambios en la perfusión y en la motilidad tras la administración de nitroglicerina, respuesta funcional regional a la infusión de bajas dosis de dobutamina o imagen metabólica con ¹⁸F-fluorodesoxiglucosa (FDG).

También es importante reconocer que la viabilidad en un segmento dado no equivale a mejoría en los resultados clínicos a menos que haya el número suficiente de regiones viables. El número crítico de segmentos necesarios para justificar la estrategia de revascularización no ha sido adecuadamente definido y dependerá de las comorbilidades del paciente y los riesgos a corto plazo de la revascularización.

5.7. Información clínica relevante que modifica la interpretación

Debido a las imperfecciones de la tecnología así como al deterioro gradual del flujo coronario hasta llegar a la estenosis hemodinámicamente significativa, siempre habrá una superposición entre el patrón de perfusión normal y los pacientes con perfusión levemente anormal. Cuando existen dudas, es muy útil incorporar otra información clínica (p. ej., síntomas, factores de riesgo, cambios en el segmento ST, tolerancia al ejercicio) para ayudar al médico a tomar las decisiones más correctas para el manejo del paciente. Las imágenes de perfusión homogéneas en pacientes que tienen otros marcadores de isquemia grave, como cambios marcados en el segmento ST, deben ser cuidadosamente evaluadas mediante otros marcadores de isquemia, como el aumento del tamaño de la cavidad del VI en estrés y reposo (DIT) o el incremento de la captación pulmonar (particularmente con ²⁰¹Tl), a fin de identificar a pacientes con una isquemia balanceada debido a enfermedad coronaria de múltiples vasos. La mayoría de artefactos encontrados producirán defectos leves, por lo que los defectos moderados o graves, en ausencia de artefactos graves en las imágenes planares rotatorias, deben considerarse un hallazgo patológico. Por último, debe entenderse que no todas las anomalías en la perfusión miocárdica son causadas por enfermedad obstructiva de las arterias coronarias epicárdicas.

5.8. Interpretación clínica de los estudios de SPECT con corrección de atenuación

Para la interpretación de los estudios de SPECT de perfusión miocárdica con corrección de atenuación se sigue un procedimiento similar al usado para los estudios no corregidos, pero hay diferencias y estas deben ser tenidas en cuenta a fin de obtener buenos resultados. La distribución normal de la captación del radiotrazador es significativamente diferente en los estudios con corrección de atenuación en comparación con los no corregidos, por lo que es importante que el médico interpretador tenga a su disposición y conozca la base de datos de la distribución normal del radiotrazador. Aunque de un sistema a otro esta distribución normal, en general, es relativamente similar, puede haber diferencias que dependen de la geometría del equipo de imágenes, los protocolos de adquisición y los algoritmos de reconstrucción⁶⁰. También existen diferencias en la distribución normal relacionada con el sexo y el tamaño corporal del paciente. El médico interpretador debe prestar atención a estas diferencias, si existen para su equipo, y debe tomarlas en cuenta entre paciente y paciente cuando valora los estudios clínicos.

Los estudios de SPECT con corrección de atenuación generalmente tienen una actividad regional más uniforme en las paredes anterior, septal, inferior y lateral, con una leve reducción en el ápex y el sector distal anterior, típica en las imágenes normales con corrección de atenuación. Esta actividad reducida apical y anterior distal es similar a la observada en estudios de perfusión miocárdica con PET. Este hallazgo es más notorio cuando se incluyen en la corrección de atenuación correcciones de *scatter* y recuperación de la resolución, y a menudo es más pronunciado en pacientes con corazones grandes. En pacientes normales con baja probabilidad, esta reducción de la actividad distal es más prominente en varones que en mujeres, así como en los varones con corazones grandes. Si se comparan varones y mujeres con corazones de tamaño similar, esta diferencia desaparece. En general, el éxito de las SPECT con corrección de atenuación parece estar relacionado a la diligencia del laboratorio clínico en el seguimiento de las recomendaciones de los procedimientos para la adquisición de imágenes, la reconstrucción, la GC, la presentación y la cuantificación. De la misma forma, los programas para presentación y cuantificación sin una base de datos apropiada de corrección de atenuación normal no deben ser usados para la cuantificación, ya que pueden proporcionar resultados espurios.

Los requerimientos de GC son más demandantes para las imágenes con corrección de atenuación que sin ella, y deben ser cuidadosamente evaluados para cada

paciente estudiado. Los artefactos de movimiento debidos ya sea a la respiración o bien a movimientos del paciente pueden ampliar la captación extracardíaca del trazador y los errores de registro. La calidad y el registro de los mapas de atenuación (mapas μ) con la información de la imagen de emisión constituyen un factor clave adicional que debe ser asegurado, y si ello no puede ser así, las imágenes con corrección de atenuación asociadas deben leerse con mucha precaución. Aún no hay disponibles de manera uniforme herramientas de GC que ayuden en esta valoración del registro y la calidad de mapas μ , pero su disponibilidad debe mejorar en un futuro cercano.

Para la interpretación clínica de las imágenes de SPECT de perfusión con corrección de atenuación, se ha recomendado que las imágenes con y sin corrección de atenuación sean mostradas una al lado de otra junto con imágenes de distribución de actividad normal y las variables de distribución, para su comparación. Esto requiere de la disponibilidad de bases de datos normales específicas para las imágenes, protocolos y el procesamiento empleado clínicamente. La actividad extracardíaca, especialmente cuando se combina con movimientos del paciente o respiratorios, puede introducir artefactos y/o errores en la normalización que pueden necesitar una renormalización o el abandono de las imágenes de corrección de atenuación, o ambas cosas. La reducción de artefactos en la actividad a menudo afecta a la captación del trazador en la pared anterior y/o lateral que puede ocurrir cuando hay un error en el registro de SPECT y en las imágenes de mapas μ , por lo que la actividad miocárdica de las imágenes de SPECT se compara con el coeficiente de atenuación relativamente bajo para ajustar el tejido pulmonar en los mapas μ . Existen algunos equipos de SPECT con corrección de atenuación que adquieren la SPECT con corrección de atenuación de modo secuencial más que simultáneo. Aun si existiera un cambio en la posición de los brazos y las mamas en las imágenes de transmisión y emisión, todavía puede haber un registro perfecto del corazón en ambas imágenes, aunque puede haber defectos artefactuales introducidos en la imagen de SPECT por tejidos extracardíacos.

Los equipos híbridos de SPECT/TC disponibles recientemente requieren imágenes secuenciales de emisión y transmisión con un cambio en la posición de la camilla entre las adquisiciones. Aunque la calidad de los mapas μ con estos sistemas consistentemente superarán con creces la calidad de los mapas de fuentes selladas de transmisión, la mejoría de la resolución que proporcionan en gran medida los mapas μ hace que sea aún más importante que el registro de emisiones y reconstrucciones de transmisión sea exacto, a menos de un píxel de tolerancia.

5.9. Informe de resultados de la SPECT de perfusión miocárdica

5.9.1. Principios del informe. Los informes de las SPECT de perfusión miocárdica deben proporcionar al médico de referencia una información crítica de forma comprensiva pero clínicamente relevante. Los datos que contenga el informe deben estar basados en un léxico común para imágenes cardíacas, siempre que sea posible⁸⁵. Estos datos fueron desarrollados como parte de un esfuerzo intersociedades para promover una armonización de todas las modalidades de imagen y permitir el desarrollo de una calidad métrica en las imágenes. Los detalles con respecto a las definiciones exactas para cada campo exceden estas guías, pero han sido bien definidas. El informe final puede ser usado con una gran variedad de propósitos más allá de una conveniente información para el clínico de referencia, incluyendo facturación, mejoramiento de la calidad, educación e investigación^{73,86}. Así, la estandarización del informe mejora la comunicación y la integración de los datos a lo largo de la estructura del informe, y la información se brinda en un formato coherente y predecible. El principio clave para la estructuración de un informe ha sido esclarecido⁸⁶, así como la necesidad de un balance entre la consistencia y la flexibilidad. Fabricantes de programas de informe y sistemas de historia clínica electrónica alientan a seguir en este cometido y prometen adoptar estándares aceptables para tales sistemas. Nótese que tanto la ASNC y el American College of Cardiology apoyan el uso de informes estructurados. La principal estructura de un informe y las descripciones detalladas de los datos han sido recientemente publicados por la ASNC y sirven para actualizar documentos previos⁷³. Estas guías para los informes estructurados detallan los componentes y las definiciones de cada componente, así como los elementos específicos que debe contener el informe (requeridos), cuáles están recomendados y cuáles son opcionales. Estas guías, aunque no muy detalladas, deben servir como un estándar para todo tipo de informe y pretenden constituir un estándar básico para la acreditación de laboratorios.

Por último, la puntualidad es un aspecto importante de la presentación de informes, ya que los resultados de las imágenes de SPECT deben ser transmitidos al médico de referencia en un plazo de tiempo razonable. Los hallazgos de alto riesgo deben ser comunicados tan pronto como sea posible, telefónicamente o por comunicación electrónica, de ser posible el mismo día de la interpretación. Todos los informes deben ser completados en las 24 horas de adquisición del estudio, y el informe final debe estar disponible en 48 horas⁸⁷.

5.9.2. Componentes del informe de las imágenes de SPECT de perfusión miocárdica

5.9.2.1. Información del paciente. En el informe deben constar diversos datos del paciente, como la edad y/o fecha de nacimiento, el sexo, el peso, la talla, la superficie corporal y la raza o etnia, ya que pueden afectar directamente al resultado de la imagen y su interpretación. Para propósitos de registro médico, se debe incluir una única identificación del paciente. También se debe consignar la medicación que pueda influir sobre el resultado.

5.9.2.2. Tipo de estudio. Se debe especificar el protocolo de estudio, incluyendo el radiofármaco y la dosis, la adquisición de la imagen (gatillado frente a no gatillado, posición supina, prono o sentado), la secuencia de las imágenes (estrés/redistribución a las cuatro horas, protocolo de uno o dos días estrés/reposo o reposo/estrés, etc.) y un párrafo específico que mencione si se usó o no corrección de atenuación.

5.9.2.3. Fecha. En el informe deben incluirse la fecha del estudio y la fecha de interpretación.

5.9.2.4. Médico de referencia. En el informe se debe incluir el nombre del médico que solicitó el estudio.

5.9.2.5. Indicación del estudio. La mención del motivo del estudio en el informe ayuda a enfocar al médico interpretador sobre la cuestión clínica planteada por el médico tratante del paciente y, por consiguiente, cuya respuesta es importante. La razón primaria debe ser escogida de las múltiples opciones que brindan los procedimientos de imágenes cardíacas.

5.9.2.6. Hallazgos del ECG. La inclusión de los hallazgos del ECG puede tener una incidencia directa sobre la interpretación del estudio. Deben incluirse hallazgos tales como BRI, hipertrofia ventricular, alteraciones ritmo y anomalías del segmento ST en reposo.

5.9.2.7. Conclusión de los datos de estrés. Deben consignarse datos sobre el tipo de estrés (bicicleta o cinta deslizante) y el protocolo (p. ej., Bruce, Bruce modificado, Naughton, manual). Para las pruebas de estrés farmacológico, deben mencionarse el agente, la vía de administración y las dosis. Además, debe constar la razón por la cual se optó por la prueba farmacológica en vez del ejercicio físico. Se debe anotar la razón por la cual cesó la prueba. Deben mencionarse todos los síntomas experimentados por el paciente durante el estrés (p. ej., dolor torácico, disnea, claudicación, mareo).

Si se realiza un informe por separado de la prueba de esfuerzo (práctica que no es recomendable), los hallazgos del estrés deben incluirse en el informe de la perfusión, ya que pueden influir en la calidad del estudio. Como mínimo, el informe debe incluir el tiempo de

duración del ejercicio, la FC máxima, el porcentaje alcanzado con respecto a la FC máxima teórica, la presión arterial en reposo y la máxima obtenida, el trabajo realizado (estimado en equivalentes metabólicos [METS]) y la magnitud (en milímetros) y la localización de cualquier variación del segmento ST.

Se recomienda un informe combinado ya sea para la ergometría o bien para la prueba farmacológica y los estudios de perfusión. Deben incluirse detalles específicos relacionados con la prueba de estrés, como el tiempo de inicio y duración, cambios del segmento ST en las derivaciones del ECG, tipo de dolor torácico (angina típica, angina atípica o dolor no anginoso) y su gravedad (leve, moderado o intenso), y la presencia de arritmias.

5.9.2.8. Calidad total del estudio. Primero, debe informarse adecuadamente el estrés, si el paciente ha alcanzado la FC máxima teórica o si ha tenido una respuesta adecuada al estímulo farmacológico. Un párrafo acerca de la calidad del estudio de perfusión es útil y alerta a los médicos que ven el resultado sobre cualquier inconveniente que pueda alterar la exactitud de los datos o su interpretación.

5.9.2.9. Resultados de la perfusión. Los defectos de perfusión deben ser definidos en términos de extensión, gravedad y localización de todas las anomalías. Cada defecto debe ser caracterizado como isquemia, cicatriz o mixto (infarto con isquemia). Su localización debe estar basada en el modelo de 17 segmentos y su nomenclatura correspondiente⁷². La gravedad de las anomalías debe ser descrita como leve, moderada o grave. Finalmente, la extensión debe basarse en el número de segmentos anormales: pequeña (1-2), moderada (3-4) o grande (≥ 5 segmentos).

5.9.2.10. Resultados de la función. La FEVI global debe ser descrita como normal, hiperdinámica o disfunción leve, moderada o grave. La localización de las anomalías regionales debe también ser comunicada basándose en el modelo de 17 segmentos. Se debe incluir la cuantificación de la FEVI.

5.9.2.11. Conclusión general. La interpretación final del estudio debe reflejar de forma clara la impresión del lector acerca de si el estudio es normal o anor-

mal. El estudio también puede ser catalogado como dudoso. Por otra parte, se debe evitar la terminología «probable» o «posible». Debe incluirse la correlación con otras modalidades de imagen, así como su comparación con la SPECT.

5.9.2.12. Conclusiones sobre diagnóstico y pronóstico de la enfermedad coronaria. La probabilidad de enfermedad coronaria puede ser determinada con los algoritmos disponibles para calcular la probabilidad pre-test de enfermedad coronaria. En tal caso, se añaden los datos de la perfusión al modelo para calcular la probabilidad postest de enfermedad coronaria, que puede ser comunicada. En caso de enfermedad coronaria conocida, en vez de la probabilidad de significancia de la enfermedad coronaria puede informarse la probabilidad de isquemia inducida por el estrés.

5.9.2.13. Firma. Todos los informes deben ser firmados, ya sea a mano o electrónicamente, por el médico interpretador; un sello con la firma no es suficiente.

5.9.2.14. Fecha del informe. Debe ser parte del informe final la fecha de interpretación, así como la fecha en que fue firmado.

Agradecimientos

El Dr. Robert Hendel ha recibido subvenciones de GE Healthcare, forma parte del Speakers' Bureau de Astellas Pharma US y presta servicios para el Advisory Boards for PGx Health, Astellas Pharma US, United-Healthcare y GE Healthcare. El Dr. Donna Polk presta servicios para el Data Safety Monitoring Board de Lantheus. El Dr. Dennis Calnon presta servicios para el Research Steering Committee for PGx Health. El Dr. Christopher Hansen ha recibido subvenciones de Digirad y es accionista de General Electric. Los autores no tienen conflictos de intereses excepto los mencionados.

APÉNDICE

Véanse tablas 12-17.

Tabla 12. Protocolo de paciente: estudio con ^{99m}Tc de reposo-estrés en día único

Parámetro	Estudio de reposo	Estudio de estrés	
Dosis	8-12 mCi	24-36 mCi	Estándar
Posición	Supino	Supino	Estándar
	Prono	Prono	Opcional
	Sentado o semisentado	Sentado o semisentado	Opcional
Tiempo de espera			
Inyección → imagen	30-60 min	15-60 min	Estándar
Reposo → estrés		30 min a 4 h	Estándar
Protocolo adquisición			
Ventana de energía	15-20 % simétrica	Igual	Estándar
Colimador	LEHR	Igual	Preferido
Órbita	180° (45° OAD a 45° OPI)	Igual	Preferida
Tipo de órbita	Circular	Igual	Estándar
	No circular	Igual	Estándar
Tamaño del píxel	6,4 ± 0,4 mm	Igual	Estándar
Tipo de adquisición	«Paso y disparo»	Igual	Estándar
	Continua	Igual	Opcional
Número proyecciones	60-64	Igual	Estándar
Matriz	64 × 64	Igual	Estándar
Tiempo/proyección	25 seg	20 seg	Estándar
Gatillado ECG	Opcional	Estándar	Preferido
Cuadros/ciclo	8	8	Estándar
	16	16	Opcional
Ventana R-R	100 %	100 %	Preferido

ECG: electrocardiograma; LEHR: alta resolución y baja energía; OAD: oblicua anterior derecha; OPI: oblicua posterior izquierda.

Tabla 13. Protocolo de paciente: estudio con ^{99m}Tc de estrés-reposo en día único

Parámetro	Estudio de estrés	Estudio de reposo	
Dosis	8-12 mCi	24-36 mCi	Estándar
Posición	Supino	Supino	Estándar
	Prono	Prono	Opcional
	Sentado o semisentado	Sentado o semisentado	Opcional
Tiempo de espera			
Inyección → imagen	15-60 min	30-60 min	Estándar
Estrés → reposo		30 min a 4 h	Estándar
Protocolo adquisición			
Ventana de energía	15-20 % simétrica	Igual	Estándar
Colimador	LEHR	Igual	Preferido
Órbita	180° (45° OAD a 45° OPI)	Igual	Preferido
Tipo de órbita	Circular	Igual	Estándar
	No circular	Igual	Estándar
Tamaño del píxel	6,4 ± 0,4 mm	Igual	Estándar
Tipo de adquisición	«Paso y disparo»	Igual	Estándar
	Continua	Igual	Opcional
Número proyecciones	60-64	Igual	Estándar
Matriz	64 × 64	Igual	Estándar
Tiempo/proyección	25 seg	20 seg	Estándar
Gatillado ECG	Opcional	Estándar	Preferido
Cuadros/ciclo	8	8	Estándar
	16	16	Opcional
Ventana R-R	100 %	100 %	Preferido

ECG: electrocardiograma; LEHR: alta resolución y baja energía; OAD: oblicua anterior derecha; OPI: oblicua posterior izquierda.

Tabla 14. Protocolo de paciente: estudio con ^{99m}Tc de estrés de dos días

Parámetro	Estudio de estrés	Estudio de reposo	
Dosis	30 mCi	30 mCi	Estándar
Posición	Supino	Supino	Estándar
	Prono	Prono	Opcional
Tiempo de espera			
Inyección → imagen	15-60 min	30-60 min	Estándar
Protocolo adquisición			
Ventana de energía	15-20 % simétrica	Igual	Estándar
Colimador	LEHR	Igual	Preferido
Órbita	180° (45° OAD a 45° OPI)	Igual	Preferido
Tipo de órbita	Circular	Igual	Estándar
	No circular	Igual	Estándar
Tamaño del píxel	6,4 ± 0,4 mm	Igual	Estándar
Tipo de adquisición	«Paso y disparo»	Igual	Estándar
	Continua	Igual	Opcional
Número proyecciones	60-64	Igual	Estándar
Matriz	64 × 64	Igual	Estándar
Tiempo/proyección	20 seg	20 seg	Estándar
Gatillado ECG	Estándar	Estándar	Preferido
Cuadros/ciclo	8	8	Estándar
	16	16	Opcional
Ventana R-R	100 %	100 %	Preferido

ECG: electrocardiograma; LEHR: alta resolución y baja energía; OAD: oblicua anterior derecha; OPI: oblicua posterior izquierda.

Tabla 15. Protocolo de paciente: estudio de doble isótopo

Parámetro	Estudio de reposo	Estudio de estrés	
Dosis	2,5 – 3,5 mCi ^{201}Tl	30 mCi ^{99m}Tc	Estándar
Posición	Supino	Supino	Estándar
	Prono	Prono	Opcional
	Sentado o semisentado	Sentado o semisentado	Opcional
Tiempo de espera			
Inyección → imagen	10-15 min	15-60 min	Estándar
Reposo → estrés		Sin espera	Estándar
Protocolo adquisición			
Ventana de energía	25-30 % simétrica, 70 keV 20 % simétrica, 167 keV	15-20 %, simétrica 140 keV	Estándar
Colimador	LEHR	Igual	Preferido
Órbita	180° (45° OAD a 45° OPI)	Igual	Preferido
Tipo de órbita	Circular	Igual	Estándar
	No circular	Igual	Estándar
Tamaño del píxel	6,4 ± 0,4 mm	Igual	Estándar
Tipo de adquisición	«Paso y disparo»	Igual	Estándar
	Continua	Igual	Opcional
Número proyecciones	32-64	60-64	Estándar
Matriz	64 × 64	Igual	Estándar
Tiempo/proyección	40 seg (32 cuadros) 25 seg (64 cuadros)	20 seg	Estándar
Gatillado ECG	Opcional	Estándar	Preferido
Cuadros/ciclo	8	8	Estándar
	16	16	Opcional
Ventana R-R	100 %	100 %	Preferido

ECG: electrocardiograma; LEHR: alta resolución y baja energía; OAD: oblicua anterior derecha; OPI: oblicua posterior izquierda.

Tabla 16. Protocolo de paciente: estudio con ^{201}Tl de estrés/redistribución

Parámetro	Estudio de estrés	Estudio de redistribución	
Dosis	2,5-3,5 mCi ^{201}Tl	No aplicable	Estándar
Posición	Supino	Supino	Estándar
	Prono	Prono	Opcional
	Sentado o semisentado	Sentado o semisentado	Opcional
Tiempo de espera			
Inyección → imagen	10-15 min	No aplicable	Estándar
Estrés → reposo		3-4 h	Estándar
Protocolo adquisición			
Ventana de energía	30 % simétrica, 70 keV	Igual	Estándar
	20 % simétrica, 167 keV		
Colimador	LEAP	Igual	Preferido
Órbita	180° (45° OAD a 45° OPI)	Igual	Preferido
Tipo de órbita	Circular	Igual	Estándar
	No circular	Igual	Estándar
Tamaño del píxel	6,4 ± 0,4 mm	Igual	Estándar
Tipo de adquisición	«Paso y disparo»	Igual	Estándar
	Continua	Igual	Opcional
Número proyecciones	32-64	Igual	Estándar
Matriz	64 × 64	Igual	Estándar
Tiempo/proyección	40 seg (32 cuadros) 25 seg (64 cuadros)	40 seg (32 cuadros) 25 seg (64 cuadros)	Estándar

LEAP: baja energía y propósitos generales; OAD: oblicua anterior derecha; OPI: oblicua posterior izquierda.

Tabla 17. Protocolo de paciente: estudio con ^{201}Tl de estrés/reinyección/redistribución

Parámetro	Estudio de estrés	Reinyección	Estudio de redistribución	
Dosis	2,5-3,5 mCi	1-1,5 mCi	No aplicable	Estándar
Posición	Supino		Supino	Estándar
	Prono		Prono	Opcional
	Sentado o semisentado		Sentado o semisentado	Opcional
Tiempo de espera				
Inyección → imagen	10-15 min		No aplicable	Estándar
Estrés → redistribución			3-4 h	Estándar
Reinyección → imagen (MI)			20-30 min	Estándar
Imagen 24 horas				Opcional
Protocolo adquisición				
Ventana de energía	30 % simétrica, 70 keV		Igual	Estándar
	20 % simétrica, 167 keV			
Colimador	LEAP		Igual	Preferido
Órbita	180° (45° OAD a 45° OPI)		Igual	Preferido
Tipo de órbita	Circular		Igual	Estándar
	No circular		Igual	Estándar
Tamaño del píxel	6,4 ± 0,4 mm		Igual	Estándar
Tipo de adquisición	«Paso y disparo»		Igual	Estándar
	Continua		Igual	Opcional
Número proyecciones	32-64		Igual	Estándar
Matriz	64 × 64		Igual	Estándar
Tiempo/proyección	40 seg (32 cuadros) 25 seg (64 cuadros)		40 seg (32 cuadros) 25 seg (64 cuadros)	Estándar

LEAP: baja energía y propósitos generales; OAD: oblicua anterior derecha; OPI: oblicua posterior izquierda.

Referencias bibliográficas

- Kennedy JA, Yosilevsky G, Przewloka K, Israel O, Frenkel A. 3D spatial resolution map and sensitivity characterization of a dedicated cardiac CZT SPECT camera [abstract]. *J Nucl Med* 2009;50:107.
- Garcia EV, Tsukerman L, Keidar Z. A new solid state, ultra fast cardiac multi-detector SPECT system [abstract]. *J Nucl Cardiol* 2008;15:S3.
- Gambhir SS, Berman DS, Ziffer JA, et al. A novel high-sensitivity rapid-acquisition single-photon cardiac imaging camera. *J Nucl Med* 2009;50:635-43.
- Bushberg JT, Seibert JA, Leidholt EM, Boone JM. The essential physics of medical imaging. Baltimore, MD: Williams & Wilkins; 1994.
- Cherry SR, Sorenson JA, Phelps ME. Physics in nuclear medicine. 3rd ed. Philadelphia, PA: Elsevier Science; 2003.
- Cullom SJ. Principles of cardiac SPECT imaging. In: DePuey EG, Berman DS, Garcia EV, editors. *Cardiac SPECT*. 2nd ed. Philadelphia, PA: Lippincott, Williams & Wilkins; 2001. p. 3-16.
- Shepp LA, Vardi Y. Maximum likelihood reconstruction for emission tomography. *IEEE Trans Med Imaging* 1982;1:113-22.
- Hudson HM, Larkin RS. Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. *IEEE Trans Med Imaging* 1994; 13:601-9.
- Bowsher JE, Floyd CE. Treatment of Compton scattering in maximum likelihood, expectation-maximization reconstructions of SPECT images. *J Nucl Med* 1991;32:1285-91.
- Xiao J, de Wit TC, Staelen SG, Beekman FJ. Evaluation of 3D Monte Carlo-based scatter correction for 99mTc cardiac perfusion SPECT. *J Nucl Med* 2006;47:1662-9.
- Daou D, Pointurier I, Coaguila C, et al. Performance of OSEM and depth-dependent resolution recovery algorithms for the evaluation of global left ventricular function in 201Tl gated myocardial perfusion SPECT. *J Nucl Med* 2003;44:155-62.
- DiFilippo FP, Abreu SH, Majmundar H. Collimator integrity. *J Nucl Cardiol* 2006;13:889-91.
- O'Connor MK. Instrument- and computer-related problems and artifacts in nuclear medicine. *Semin Nucl Med* 1996;26:256-77.
- Lau YH, Hutton BF, Beekman FJ. Choice of collimator for cardiac SPECT when resolution compensation is included in iterative reconstruction. *Eur J Nucl Med* 2001;28:39-47.
- Devito RP, Haines EJ, Domnanovitch JR, inventors. Mosaic Imaging Technology, Inc. Non-orbiting tomographic imaging system. US Patent 6242743, June 5, 2001.
- Sharir T, Ben-Haim S, Merzon K, et al. High-speed myocardial perfusion imaging initial clinical comparison with conventional dual detector angler camera imaging. *J Am Coll Cardiol Imaging* 2008;1:156-63.
- Hawman PC, Haines EJ, P. EJ. The cardiofocal collimator: A variable-focus collimator for cardiac SPECT. *Phys Med Biol* 1994;39: 439-50.
- Hasegawa B, Kirsh D, Stern D, et al. Single-photon emission tomography with a 12-pin-hole collimator. *J Nucl Med* 1982;23: 606-12.
- Steele PP, Kirsh DL, Koss JE. Comparison of simultaneous dual-isotope multipinhole SPECT with rotational SPECT in a group of patients with coronary artery disease. *J Nucl Med* 2008;49: 1080-9.
- Herzog BA, Beuchel RR, Katz R, et al. Nuclear myocardial perfusion imaging with cadmium-zinc-telluride detector technique: Optimized protocol for scan time reduction. *J Nucl Med* 2010; 51:46-51.
- Shin JH, Pokharna HK, Williams KA, Mehta R, Ward RP. SPECT myocardial perfusion imaging with prone-only acquisitions: Correlation with coronary angiography. *J Nucl Cardiol* 2009; 16:590-6.
- Erlandsson K, Kacperski K, van Gramberg D, Hutton BF. Performance evaluation of D-SPECT: A novel SPECT system for nuclear cardiology. *Phys Med Biol* 2009;54:2635-49.
- Nichols KG, Galt JR. Quality control for SPECT imaging. In: DePuey EG, Berman DS, Garcia EV, editors. *Cardiac SPECT imaging*. 2nd ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 2001. p. 17-40.
- National Electrical Manufacturers Association. NEMA Standards Publication NU 1-2007: Performance measurements of scintillation cameras. Washington, DC: National Electrical Manufacturers Association; 2007.
- Esser PD, Graham LS. A quality control program for nuclear medicine cameras. In: Henkin RE, editor. *Nuclear medicine*. 2nd ed. Philadelphia, PA: Mosby; 2006. p. 246-56.
- DePuey EG. How to detect and avoid myocardial perfusion SPECT artifacts. *J Nucl Med* 1994;35:699-702.
- Galt JR, Faber T. Principles of single photon emission computed tomography (SPECT) imaging. In: Christian PE, Bernier DR, Langan JK, editors. *Nuclear medicine and PET: Technology and techniques*. St. Louis: Mosby; 2003. p. 242-84.
- Cerqueira MD, Matsuoka D, Ritchie JL, Harp GD. The influence of collimators on SPECT center of rotation measurements: Artifact generation and acceptance testing. *J Nucl Med* 1988;29:1393-7.
- Hines H, Kayayan R, Colsher J, et al. National Electrical Manufacturers Association recommendation for implementing SPECT instrumentation quality control. *J Nucl Med* 2000; 41:383-9.
- Greer KL, Jaszczak RJ, Coleman RE. An overview of a camera-based SPECT system. *Med Phys* 1982; 9:455-63.
- American College of Radiology. ACR Web site. <http://www.acr.org>. Accessed March 2, 2009.
- American Association of Physicists in Medicine. AAPM Web site. <http://www.aapm.org>. Accessed March 2, 2009.
- American Society of Nuclear Cardiology. ASNC imaging guidelines for nuclear cardiology procedures: Introduction of new technology for clinical use. *J Nucl Cardiol* 2009;16:166.
- Chang SM, Nabi F, Xu J, Raza U, Mahmarian JJ. Normal stress-only versus standard stress/rest myocardial perfusion imaging: Similar patient mortality with reduced radiation exposure. *J Am Coll Cardiol* 2010;55:221-30.
- Segall GM, Davis MJ. Prone versus supine thallium myocardial SPECT: A method to decrease artifactual inferior wall defects. *J Nucl Med* 1989;30:548-55.
- Kiat H, Van Train KF, Friedman JD, Germano G, Silagan G, Wang FP, et al. Quantitative stress-redistribution thallium-201 SPECT using prone imaging: Methodologic development and validation. *J Nucl Med* 1992;33:1509-15.
- Esquerre JP, Coca FJ, Martinez SJ, Guiraud RF. Prone decubitus: A solution to inferior wall attenuation in thallium-201 myocardial tomography. *J Nucl Med* 1989;30:398-401.
- Nishina H, Slomka PJ, Abidov A, et al. Combined supine and prone quantitative myocardial perfusion SPECT: Method development and clinical validation in patients with no known coronary artery disease. *J Nucl Med* 2006;47:51-8.
- Slomka PJ, Nishina H, Abidov A, et al. Combined quantitative supine-prone myocardial perfusion SPECT improves detection of coronary artery disease and normalcy rates in women. *J Nucl Cardiol* 2007;14:44-52.
- Friedman J, Van Train K, Maddahi J, Rozanski A, Prigent F, Bitendorf J, et al. "Upward creep" of the heart: A frequent source of false-positive reversible defects during thallium-201 stress-redistribution SPECT. *J Nucl Med* 1989;30:1718-22.
- Bateman TM, Berman DS, Heller GV, Brown KA, Cerqueira MD, Verani MS, et al. American Society of Nuclear Cardiol-

- gy position statement on electrocardiographic gating of myocardial perfusion SPECT scintigrams. *J Nucl Cardiol* 1999;6:470-1.
42. Cullom SJ, Case JA, Bateman TM. Electrocardiographically gated myocardial perfusion SPECT: Technical principles and quality control considerations. *J Nucl Cardiol* 1998;5:418-25.
 43. DePuey EG, Nichols K, Dobrinsky C. Left ventricular ejection fraction assessed from gated technetium-99m-sestamibi SPECT. *J Nucl Med* 1993;34:1871-6.
 44. Smanio PE, Watson DD, Segalla DL, Vinson EL, Smith WH, Beller GA. Value of gating of technetium-99m sestamibi single-photon emission computed tomographic imaging. *J Am Coll Cardiol* 1997;30:1687-92.
 45. He ZX, Cwajg E, Preslar JS, Mahmarian JJ, Verani MS. Ejection fraction determined by gated myocardial perfusion SPECT with Tl-201 and Tc-99m sestamibi: Comparison with first-pass radionuclide angiography. *J Nucl Cardiol* 1999;4:412-7.
 46. Hansen C. Digital image processing for clinicians, part II: Filtering. *J Nucl Cardiol* 2002;9:429-37.
 47. Hansen CL, Kramer M, Rastogi A. Lower accuracy of Tl-201 SPECT in women is not improved by size-based normal databases or Wiener filtering. *J Nucl Cardiol* 1999;6:177-82.
 48. King MA, Glick SJ, Penney BC, Schwinger RB, Doherty PW. Interactive visual optimization of SPECT prereconstruction filtering. *J Nucl Med* 1987;28: 1192 -8.
 49. Hansen C. Digital image processing for clinicians, part III: SPECT reconstruction. *J Nucl Cardiol* 2002; 9: 542-9.
 50. Yester MV. SPECT image reconstruction. In: Henkin RE, editor. *Nuclear medicine*. 2nd ed. Philadelphia, PA: Mosby; 2006. p. 185-95.
 51. Borges-Neto S, Pagnanelli RA, Shaw LJ, et al. Clinical results of a novel wide beam reconstruction methods for shortening scan time of Tc-99m cardiac SPECT perfusion studies. *J Nucl Cardiol* 2007;14:555-65.
 52. DePuey EG, Gadiraju R, Clark J, et al. Ordered subset expectation maximization and wide beam reconstruction "half-time" gated myocardial perfusion SPECT functional imaging: A comparison to "full-time" filtered backprojection. *J Nucl Cardiol* 2008;14:547-63.
 53. DePuey EG, Bommireddipalli S, Clark J, Thompson L, Srour Y. Wide beam reconstruction "quarter-time" gated myocardial perfusion SPECT functional imaging: A comparison to "full-time" ordered subset expectation maximum. *J Nucl Cardiol* 2009;16: 736-52.
 54. Hansen CL. The role of the translation table in cardiac image display. *J Nucl Cardiol* 2006;13:571-5.
 55. Hansen C. Digital image processing for clinicians, Part I: Basics of image formation. *J Nucl Cardiol* 2002;9:343-9.
 56. Friedman J, Berman DS, Van Train K, Garcia EV, Bietendorf J, Prigent F, et al. Patient motion in thallium-201 myocardial SPECT imaging. An easily identified frequent source of artifactual defect. *Clin Nucl Med* 1988;13:321-4.
 57. Cooper JA, Neumann PH, McCandless BK. Effect of patient motion on tomographic myocardial perfusion imaging. *J Nucl Med* 1992;33:1566-71.
 58. Choi JY, Lee KH, Kim SJ, Kim SE, Kim BT, Lee SH, et al. Gating provides improved accuracy for differentiating artifacts from true lesions in equivocal fixed defects on technetium 99m tetrofosmin perfusion SPECT. *J Nucl Cardiol* 1998;5:395-401.
 59. Ficaro EP, Fessler JA, Shreve PD, et al. Simultaneous transmission emission myocardial perfusion tomography. Diagnostic accuracy of attenuation-corrected 99mTc-sestamibi single-photon emission computed tomography. *Circulation* 1996;93:463-73.
 60. Fricke H, Fricke E, Weise R, et al. A method to remove artifacts in attenuation-corrected myocardial perfusion SPECT. Introduced by misalignment between emission scan and CT-derived attenuation maps. *J Nucl Med* 2004;45:1619-25.
 61. Grossman GB, Garcia EV, Bateman T, et al. Quantitative Tc-99m sestamibi attenuation-corrected SPECT: Development and multicenter trial validation of myocardial perfusion stress gender-independent normal database in obese population. *J Nucl Cardiol* 2004;11:263-772.
 62. Weiss AT, Berman DS, Lew AS, et al. Transient ischemic dilation of the left ventricle on stress thallium-201 scintigraphy: A marker of severe and extensive coronary artery disease. *J Am Coll Cardiol* 1987;9:752-9.
 63. McLaughlin MG, Danias PG. Transient ischemic dilation: A powerful diagnostic and prognostic finding of stress myocardial perfusion imaging. *J Nucl Cardiol* 2002;9:663-7.
 64. Hansen CL, Sangrigoli R, Nkadi E, Kramer M. Comparison of pulmonary uptake with transient cavity dilation after exercise thallium-201 perfusion imaging. *J Am Coll Cardiol* 1999;33: 1323-7.
 65. Hansen CL, Cen P, Sanchez B, Robinson R. Comparison of pulmonary uptake with transient cavity dilation after dipyridamole Tl-201 perfusion imaging. *J Nucl Cardiol* 2002;9:47-51.
 66. Chouraqi P, Rodrigues EA, Berman DS, Maddahi J. Significance of dipyridamole-induced transient dilation of the left ventricle during thallium-201 scintigraphy in suspected coronary artery disease. *Am J Cardiol* 1990;66:689-94.
 67. Abidov A, Bax JJ, Hayes SW, et al. Integration of automatically measured transient ischemic dilation ratio into interpretation of adenosine stress myocardial perfusion SPECT for detection of severe and extensive CAD. *J Nucl Med* 2004;45: 1999-2007.
 68. Gill JB, Ruddy TD, Newell JB, et al. Prognostic importance of thallium uptake by the lungs during exercise in coronary artery disease. *N Engl J Med* 1987;317:1486-9.
 69. Wackers FJT. On the bright side. *J Nucl Cardiol* 2005;12:378-80.
 70. Williams KA, Schneider CM. Increased stress right ventricular activity on dual isotope perfusion SPECT: A sign of multivessel and/or left main coronary artery disease. *J Am Coll Cardiol* 1999; 34:420-5.
 71. Williams KA, Hill KA, Sheridan CM. Noncardiac findings on dual-isotope myocardial perfusion SPECT. *J Nucl Cardiol* 2003; 10:395-402.
 72. Cerqueira MD, Weissman NJ, Dilsizian V, et al. Standardized myocardial segmentation and nomenclature for tomographic imaging of the heart: A statement for healthcare professionals from the Cardiac Imaging Committee of the Council on Clinical Cardiology of the American Heart Association. *J Nucl Cardiol* 2002; 9:240-5.
 73. Tilkemeier PL, Cooke CD, Ficaro EP, et al. ASNC imaging guidelines for nuclear cardiology procedures: Standardized reporting of myocardial perfusion images. *J Nucl Cardiol* 2009; 16:165.
 74. Hachamovitch R, Berman DS, Shaw LJ, et al. Incremental prognostic value of myocardial perfusion single photon emission computed tomography for the prediction of cardiac death: Differential stratification for risk of cardiac death and myocardial infarction. *Circulation* 1998;97:535-43.
 75. Travin MI. The oft neglected rest study. *J Nucl Cardiol* 2009; 15:739-42.
 76. Shaw LJ, Hendel RC, Heller GV, et al. Prognostic estimation of coronary artery disease risk with resting perfusion abnormalities and stress ischemia on myocardial perfusion SPECT. *J Nucl Cardiol* 2009;15:762-73.
 77. Berman DS, Kang X, Van Train KF, et al. Comparative prognostic value of automatic quantitative analysis versus semiquantitative visual analysis of exercise myocardial perfusion single-pho-

- ton emission computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 1998;32:1987-95.
78. Leslie WB, Tully SA, Yogendran MS, et al. Prognostic value of automated quantification of ^{99m}Tc-sestamibi myocardial perfusion imaging. *J Nucl Med* 2005;46:204-11.
 79. Berman DS, Kang X, Gransar H, et al. Quantitative assessment of myocardial perfusion abnormality on SPECT myocardial perfusion imaging is more reproducible than expert visual analysis. *J Nucl Cardiol* 2009;16:45-53.
 80. Iskandrian AS, Garcia EV, Faber T, Mahmarian JJ. Automated assessment of serial SPECT myocardial perfusion images. *J Nucl Cardiol* 2009;16:6-9.
 81. Mahmarian JJ, Cerqueira MD, Iskandrian AS. Regadenoson induces comparable left ventricular perfusion defects as adenosine: A quantitative analysis from the ADVANCE MPI 2 Trial. *J Am Coll Cardiol Img* 2009;2:959-68.
 82. Takeishi Y, Sukekawa H, Fujiwara S, et al. Reverse redistribution of technetium-99m-sestamibi following direct PTCA in acute myocardial infarction. *J Nucl Med* 1996;37:1289-94.
 83. Weiss AT, Maddahi J, Lew AS, et al. Reverse redistribution of thallium-201: A sign of nontransmural myocardial infarction with patency of the infarct-related coronary artery. *J Am Coll Cardiol* 1986;7:61-7.
 84. Sharir T, Kang X, Germano G, et al. Prognostic value of poststress left ventricular volume and ejection fraction by gated myocardial perfusion SPECT in women and men: Gender-related differences in normal limits and outcomes. *J Nucl Cardiol* 2006;13:495-506.
 85. Hendel RC, Budoff MJ, Cardella JF, et al. ACC/AHA/ACR/ASE/ASNC/NASCI/RSNA/SAIP/SCAI/SCCT/SCMR/SIR key data elements and definitions for cardiac imaging. *J Am Coll Cardiol* 2009;53:91-124.
 86. Douglas PS, Hendel RC, Cummings JE, et al. ACC/ACR/AHA/SE/ASNC/HRS/MITA/NASCI/RSNA/SAIP/SCCT/SCMR health policy statement on structured reporting in cardiovascular imaging. *J Am Coll Cardiol* 2009;53:76-90.
 87. Hendel RC, Ficaro EP, Williams KA. Timeliness of reporting results of nuclear cardiology procedures. *J Nucl Cardiol* 2007;14:266.

ASNC Imaging Guidelines for Nuclear Cardiology Procedures

A menos que sea confirmada, retirada o corregida por acción expresa del Consejo Directivo de la American Society of Nuclear Cardiology, esta Guía de Imágenes expirará en mayo de 2015.

Copyright © 2010 by the American Society of Nuclear Cardiology. doi:10.1007/s12350-010-9246-y

2014, Editado por Medical Trends, S.L.
Travessera de les Corts, 55, 1ª planta
08028 Barcelona-España

Traducción realizada por Fernando Mut^a, MD, y Néstor Alejandro Vita^b, MD,
y revisada por Jeffrey Rosenblatt^{c,d}, MD, FACC, FASNC, para la ASNC.

^a Director del Servicio de Medicina Nuclear, Asociación Española, Montevideo.

^b Expresidente de la Asociación Argentina de Cardiología Nuclear, Buenos Aires, Argentina.

^c Maine Medical Center, Department of Cardiac Services, Tufts University School of Medicine,
22 Bramhall St, 119 Gannett Drive, Portland, ME 04106, Estados Unidos.

^d Maine Medical Partners Maine Health Cardiology, South Portland, ME, Estados Unidos.

Supervisión edición: Medical Trends, S.L.