

## Evaluación de la función ventricular en Medicina Nuclear

S. AGUADÉ BRUIX<sup>a</sup>, J. CASTELL CONESA<sup>a</sup> Y J. CANDELL RIERA<sup>b</sup>

<sup>a</sup>Servicio de Medicina Nuclear.

<sup>b</sup>Servicio de Cardiología. Hospital Universitari Vall d'Hebron. Barcelona. España.

### INTRODUCCIÓN

Las técnicas de Medicina Nuclear dirigidas a conocer la función ventricular fueron las pioneras en el empleo de radiotrazadores para el diagnóstico de las enfermedades cardíacas. Se iniciaron en la década de los cincuenta con la determinación del gasto cardíaco mediante la aplicación de la metodología de dilución de Stewart-Hamilton y el análisis de los estudios en primer paso. Durante los años setenta, la introducción en el campo clínico de la sincronización de las imágenes con la onda R del electrocardiograma (ECG) (*gating*) facilitó la aparición de los estudios con los que se puede estudiar el contenido de las cavidades y sus variaciones a lo largo del ciclo cardíaco: la ventriculografía isotópica en primer paso y la ventriculografía isotópica en equilibrio<sup>1-3</sup>. En los años noventa, el desarrollo de los métodos de adquisición tomográfica (tomografía computarizada por emisión de fotón único, SPECT), y en concreto de la técnica del *gated*-SPECT, ha hecho que la determinación de la función ventricular se extienda a las exploraciones que utilizan trazadores de perfusión miocárdica.

El parámetro de referencia de medición de la función ventricular es la fracción de eyección (FE), que representa el porcentaje de sangre que es eyectada de la cavidad ventricular en cada latido.

*Sensu stricto*, solamente las técnicas que evalúan cambios en la cantidad de sangre (volumen) pueden usar la denominación "fracción de eyección". Pero este término se ha extendido y se aplica a la medida de los cambios del volumen/tamaño ventricular en un plano concreto (planimetría), en dos planos (biplanar) o en volúmenes completos (tridimensional).

Recibido: 30-06-08.

Aceptado: 30-06-08.

Correspondencia:

S. AGUADÉ BRUIX.

Servicio de Medicina Nuclear.

Hospital Universitari Vall d'Hebron.

Passeig Vall d'Hebron, 119-129.

08035 Barcelona. España.

Correo electrónico: saguade@vhebron.net

### VENTRICULOGRAFÍA ISOTÓPICA DE PRIMER PASO

Esta técnica comprende el análisis cuantificado de la detección en gammacámara, durante la primera circulación, de un trazador radiactivo tras su inyección endovenosa en bolo, a través de la circulación central, cavidades cardíacas y pulmones<sup>4,5</sup>.

Un estudio isotópico de primer paso implica tres premisas fundamentales, la primera que solamente valora al paciente en un intervalo breve de tiempo (30 a 45 s), lo que permite estudiar situaciones muy puntuales (esfuerzo máximo)<sup>6</sup>, pero con el inconveniente de que cualquier eventualidad acontecida en ese intervalo afecta a la prueba. La segunda premisa es que la valoración del estudio depende de que el radiotrazador pase por la circulación central de forma homogénea, en bolo, situación que dependerá de la inyección del radiotrazador y del propio paciente. La última premisa hace referencia a que las cavidades cardíacas se nos muestran separadas en el dominio del tiempo, lo que permite la delimitación de las estructuras cardíacas, derechas e izquierdas, sin superposiciones<sup>5</sup>.

### Metodología

#### Radiofármacos

El radionúclido de más amplio uso es el <sup>99m</sup>Tc, ya sea en forma de ión pertechnetato (<sup>99m</sup>TcO<sub>4</sub><sup>-</sup>), como ligado a otras moléculas, las cuales facilitan (como el DTPA<sup>7</sup>) o dificultan (como la albúmina humana) su extracción del torrente circulatorio, según interese repetir rápidamente el estudio o realizar una detección posterior en equilibrio. Otra opción que se ha utilizado, desde la introducción de los trazadores tecnecios de perfusión miocárdica (MIBI o tetrofosmina), es la detección en primer paso de la dosis de reposo para obtener información sobre la función ventricular.

Esta técnica precisa de una alta concentración radiactiva en el radiofármaco a utilizar, actividades de

hasta 1.110 MBq (30 mCi) en un volumen inferior a 0,5 ml. La actividad total administrada se calcula a razón de 11 MBq/kg de peso (0,3 mCi/kg)<sup>8</sup>.

### **Técnica**

El estudio suele realizarse con el paciente en decúbito o semisentado en camilla ergométrica si debe realizar esfuerzo<sup>9</sup>, con el detector en proyección anterior. La duración del estudio es muy corta, de 30 a 45 s. En el caso de realizar un estudio durante el esfuerzo, se requiere una buena disposición entre la gammacámara y la bicicleta ergométrica para que se puedan adquirir las imágenes del bolo durante el estrés máximo<sup>6,9</sup>.

La inyección del radiofármaco se realiza en una vena antecubital del brazo, a poder ser el derecho, la yugular externa o la subclavia, mediante un sistema de llave de tres pasos que permita la impulsión del pequeño volumen de radiotrazador con un volumen grande (10 ml) de solución salina. Es imprescindible que la dosis se administre en forma de bolo rápido y que éste se mantenga compacto en su circulación torácica, ya que, en caso contrario, el estudio pierde validez<sup>5</sup>.

#### **Punto clave 1**

*Inyección rápida en bolo, corta duración del estudio y separación de las estructuras en el tiempo.*

Para la obtención de un buen estudio de primer paso es preciso utilizar gammacámaras con una alta tasa de recuento y con colimadores específicos de alta eficiencia, o en su defecto, un colimador de propósito general. Todas las medidas van encaminadas a conseguir el mayor número de cuentas por imagen, aun a expensas de pérdida de resolución espacial. La adquisición se realiza con un formato dinámico secuencial rápido de 30 s, a razón de 25 a 40 imágenes/s, en función de la frecuencia cardíaca del paciente y preferentemente con sincronización con la onda R del ECG.

### **Validación del estudio**

Es preciso llevar a cabo un control de calidad del estudio, previo a su análisis cuantitativo. Para ello se realiza con la selección de un área de interés a nivel de la vena cava superior, una verificación de la cali-

dad del bolo de radiotrazador administrado, y así, obteniendo la curva de actividad/tiempo, puede observarse si existe fragmentación o no del bolo, así como calcular la calidad del mismo<sup>10</sup>. Se considera correcto un bolo que no esté fraccionado y cuyo tiempo de paso por la vena cava superior sea menor de 4 s, con una anchura a la mitad de la altura (FWHM) menor de 2 s o un tiempo medio de tránsito (MTT) menor de 3 s. Hasta un 10 % de los estudios no consigue los parámetros de suficiencia.

### **Delimitación de áreas de interés**

La cuantificación empieza con la correcta delimitación del tiempo y del área ventricular. Para el ventrículo derecho (VD) se precisa de la primera parte del estudio, que comprende pocos ciclos cardíacos, pero con una muy alta actividad, ya que el bolo administrado ha llegado de forma compacta a las cavidades derechas. Al sumar estos ciclos, habitualmente de 3 a 5, obtenemos un ciclo cardíaco promedio del ventrículo derecho, sobre el cual podemos dibujar el área que delimita el ventrículo derecho en la imagen de telediástole o mejor sobre una imagen de volumen latido (obtenida por sustracción de la imagen de telesiástole a la imagen de telediástole), que facilita la delimitación de los planos valvulares tricúspide y pulmonar<sup>11</sup>.

Para el ventrículo izquierdo (VI), la selección de ciclos se realiza tras el intervalo de paso del bolo por los pulmones, quedando la actividad radiactiva algo más difuminada, mostrando una curva más ancha y baja que para el VD; realizamos la suma de estos ciclos, habitualmente de 4 a 9, y obtenemos el ciclo cardíaco promedio del VI, donde podemos dibujar el área de este último, que debe realizarse sobre la imagen de telediástole, de forma manual o por métodos semiautomáticos<sup>12</sup>, siempre aislando el ventrículo de la porción de la aorta ascendente.

### **Sustracción del fondo**

Para la sustracción de la actividad radiactiva no propia de los ventrículos es preciso delimitar un área de fondo. Para el VD se utiliza un área de fondo delimitada a nivel apical<sup>13,14</sup>, mientras que para el VI podemos realizar dos métodos, el del área periventricular apical o mediante la sustracción de la imagen previa a la aparición de la actividad ventricular izquierda<sup>13,15</sup>.

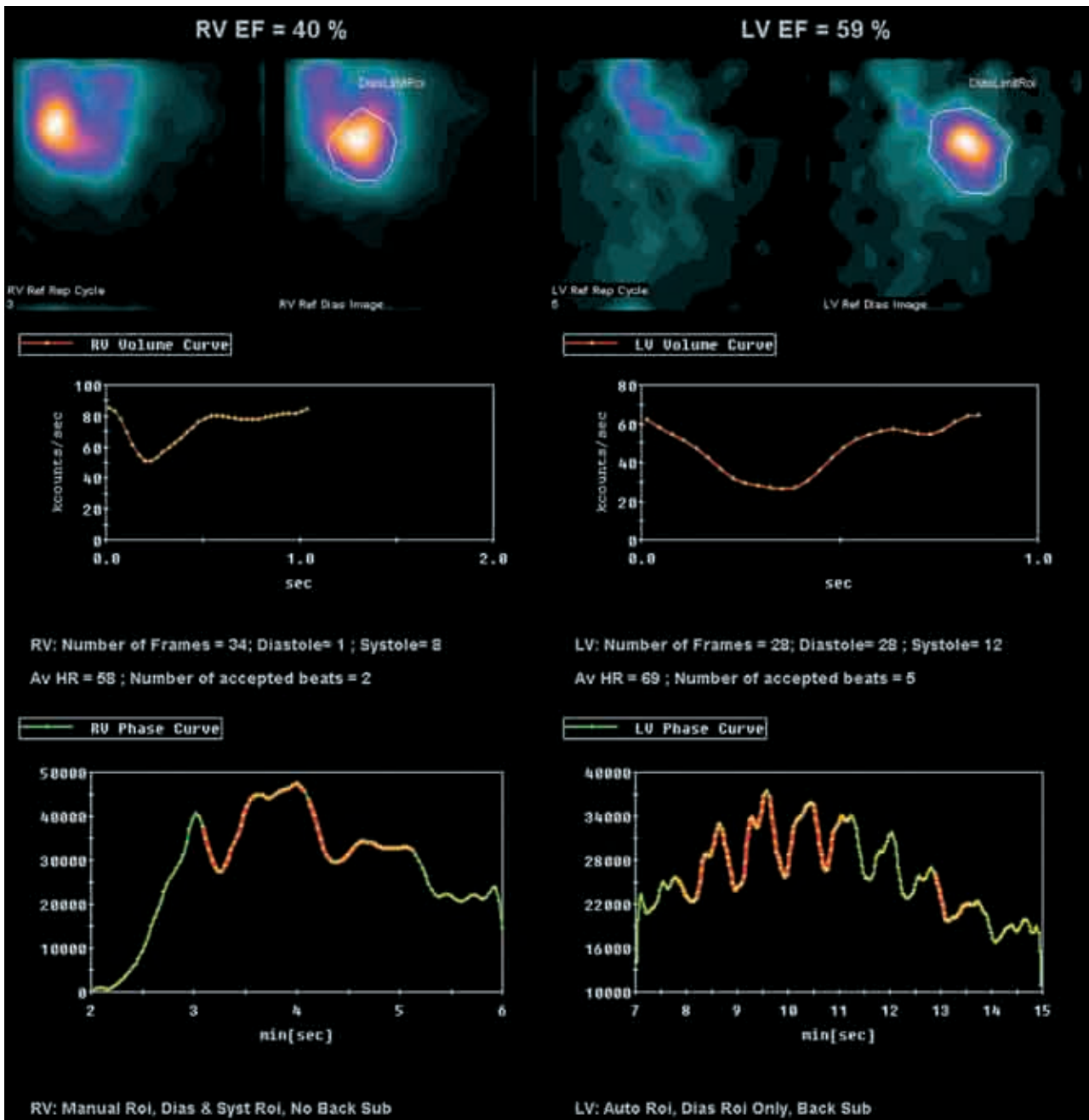


FIG. 1.—Imagen de un estudio de primer paso obtenido con  $^{99m}\text{Tc}$ -MIBI, aprovechando la dosis alta del reposo. Podemos observar la valoración de la función ventricular derecha e izquierda por separado.

### Cálculo de la fracción de eyección

De las áreas delimitadas se obtiene la curva de actividad/tiempo del ciclo promedio de cada ventrículo (fig. 1). La FE se determina teniendo en cuenta las actividades telediastólicas y telesistólicas del ciclo representativo corregidas por el fondo, aplicando la fórmula convencional:

$$FE = \frac{TD - TS}{TD} \times 100$$

Donde TD es la actividad neta del ventrículo en telediástole, y TS, la actividad neta del ventrículo en telesístole.

A partir del ciclo promedio pueden calcularse todos los parámetros derivados de la curva de volumen

ventricular, visualizar la motilidad de pared en modo cine, por contornos o con imagen de volumen eyectado, o aplicar el análisis de Fourier para obtener las imágenes paramétricas de amplitud y fase del ventrículo seleccionado<sup>12,14-16</sup>.

### Valores de referencia

En reposo, se acepta el 55 % como límite inferior de la normalidad para la FE del VI y 45 % para el VD<sup>5</sup>. Este valor varía con el esfuerzo, en el que partiendo de valores basales normales, se considera una respuesta normal al esfuerzo el aumento superior al 5 % de la FE respecto al basal<sup>17</sup>. Hay que tener en cuenta que la técnica del primer paso permite obtener la FE durante el esfuerzo máximo<sup>6</sup>.

#### Punto clave 2

Obtención de la función ventricular derecha y función ventricular izquierda en esfuerzo máximo.

### Reproducibilidad

Los estudios de primer paso tienen una baja reproducibilidad en relación con los estudios de equilibrio<sup>5</sup>. Esto se debe a dos factores; en primer lugar, a la dependencia de la calidad de la administración (bolo), que comprende tanto los problemas inherentes al tránsito del bolo por el paciente como los propios de la técnica de la administración, que requiere de personal bien entrenado en la realización de la administración en bolo. En segundo lugar, al error estadístico (EE) asociado al bajo nivel de cuentas del ciclo cardíaco promedio; este error viene representado por la raíz cuadrada de las cuentas, y su magnitud oscila entre el 1,5 % para estudios óptimos y el 6 % de los estudios de baja calidad, todos ellos lejos del nivel del 0,05 % del EE obtenido para la ventriculografía isotópica de equilibrio.

Existe una buena correlación del parámetro FE comparando con el cateterismo<sup>18</sup>, con una  $r$  de 0,93, pero para pacientes con función ventricular deprimida, menos del 40 %, esta correlación disminuye ( $r = 0,53$ )<sup>19</sup>.

### VENTRICULOGRAFÍA ISOTÓPICA EN EQUILIBRIO

La ventriculografía o angiocardigrafía en equilibrio consiste en el estudio de los cambios de activi-

dad, emitida por un trazador vascular, que se producen dentro de los ventrículos durante el ciclo cardíaco. Ello permite obtener imágenes y parámetros que, como la FE, reflejan de forma precisa y reproducible la función ventricular<sup>20-23</sup>. La aplicación clínica de esta técnica fue iniciada en 1971 por Strauss et al<sup>1</sup>.

### Metodología

#### Radiofármacos

Puede utilizarse cualquier radiofármaco que no difunda fuera del espacio vascular. Esta condición la cumplen diferentes trazadores, de los cuales los más utilizados son los hematíes marcados con <sup>99m</sup>Tc. El marcaje de hematíes *in vitro* es el que produce imágenes de mayor calidad y estabilidad temporal, si bien el marcaje *in vivo-in vitro* es más accesible y por lo tanto más utilizado habitualmente<sup>24,25</sup>. La condición de equilibrio se consigue tras la homogeneización de los hematíes marcados con el resto de la sangre del paciente, que precisa de unos pocos minutos, pasados los cuales, la concentración radiactiva de la sangre es constante, de forma que existe una proporcionalidad directa entre la actividad detectada y el contenido sanguíneo de todo el territorio. Dada la permanencia del trazador en la sangre, esta condición se prolonga durante varias horas<sup>26,27</sup> y permite estudios secuenciales en diferentes situaciones.

La condición de equilibrio marca esta metodología, por lo que hay que poner énfasis en la calidad del marcaje. La relación señal/ruido, en este caso influenciada por la relación de actividad cardíaca/actividad de fondo, depende directamente de la eficiencia del marcaje de los hematíes. La actividad administrada oscila entre los 750 y 900 MBq (20 a 25 mCi).

#### Adquisición

La detección de las imágenes se realiza mediante adquisición sincronizada con la onda R del ECG, con el detector de la gammacámara colocado sobre el área precordial del paciente en la proyección oblicua anterior izquierda que ofrezca mejor visualización del septum interventricular (generalmente entre 30 y 45°), lo que permite obtener una buena separación espacial de ambos ventrículos. Suele realizarse con una matriz de 64 × 64, con un factor de ampliación (*zoom*) suficiente para centrar el corazón en el campo de visión del detector y que éste ocupe dos tercios

del campo de detección, omitiendo el resto de las estructuras (hígado y bazo fundamentalmente)<sup>23</sup>.

La resolución temporal del estudio está prefijada en función del número de imágenes en que se va a dividir el ciclo cardíaco. Habitualmente se utilizan 32 imágenes/ciclo, pudiendo llegar hasta 64 imágenes/ciclo, siendo éste un parámetro fijo de la adquisición.

Los criterios de finalización del estudio pueden ser varios: por número de ciclos, por cuentas totales o por tiempo. El criterio que asegura una mejor calidad de estudio es el de cuentas totales, ya que minimiza el error estándar del cálculo de la FE. Se considera una imagen óptima la adquisición de un total de 250.000 cuentas/imagen, que por 32 imágenes/ciclo dan unos 8 millones de cuentas/estudio. Esto puede suponer un promedio de 300 a 1.000 ciclos, dependiendo de la frecuencia cardíaca y de la calidad del marcaje.

#### **Punto clave 3**

*Un número alto número de cuentas totales asegura una buena calidad del estudio.*

### **Tolerancia R-R**

Dado que el trazador está diluido en el volumen sanguíneo corporal, en un ciclo la actividad detectada en el área cardíaca es muy escasa, lo que comporta la necesidad de sumar múltiples ciclos para obtener una secuencia de imágenes representativas de la dinámica cardíaca.

Pero como los ciclos cardíacos no son todos iguales, deben predefinirse unos criterios de selección de ciclos en función de la frecuencia cardíaca del paciente (en general, una tolerancia del 10 % es correcta y hasta un 15 % es aceptable), y también cabe la posibilidad de definir que se rechace el ciclo siguiente a un ciclo anómalo.

Una vez filtrado el ciclo cardíaco y aceptado dentro de los márgenes predefinidos, las imágenes de este ciclo son sumadas a las de los anteriores ciclos aceptados. Existen diversos métodos<sup>28,29</sup> de segmentación del intervalo R-R para poder realizar la suma, pero los más utilizados son:

1. *Por tiempo*: tiempo fijo para cada imagen (por ejemplo, 18 ms).

2. *Por fase*: mide la duración de cada ciclo, la divide por el número de imágenes predefinidas (32) y suma cada fracción así resultante a las anteriores.

3. *Forward/backward*: se basa en que siempre el ciclo cardíaco se comprime o estira a expensas de la fase diastólica, con lo que la asignación de imágenes no empieza al inicio de la onda R, sino que suma un tercio anterior (*backward*) y los dos tercios siguientes (*forward*) a la onda R.

En los casos en que el intervalo R-R no sea regular, cabe la posibilidad de obtener el estudio en el denominado "modo listado", donde se adquieren todos los datos (ECG y señal de gammacámara) de forma continua, realizándose posteriormente la selección de los ciclos y la reconstrucción de las imágenes.

### **Modalidad**

Dada la persistencia del radiotrazador en el torrente circulatorio, es posible realizar, además de estudios basales, estudios durante el esfuerzo (submáximo), durante un estrés farmacológico (habitualmente dobutamina) o incluso con estimulación eléctrica (marcapasos), y repetir la adquisición variando los parámetros de cada caso, estrés, nivel de dobutamina o secuenciación del marcapasos.

Además, es posible adquirir en proyecciones diferentes a la oblicua anterior izquierda mejor septal, como en proyección oblicua anterior derecha 20° o en oblicua anterior izquierda 70 o 90°, sobre las que es posible visualizar la contractilidad regional y el sincronismo de la contracción a nivel de la cara anterior o inferoposterior respectivamente.

### **Procesado**

La mejor manera de iniciar el análisis de la función ventricular consiste en la visión directa de las imágenes del ciclo cardíaco representativo presentadas consecutivamente (modo cine). Ello proporciona una idea de la calidad de la exploración, del tamaño, morfología, situación y contracción de los ventrículos y de sus relaciones anatómicas con las estructuras vasculares vecinas. Esta primera aproximación permite identificar posibles fuentes de error de los programas que se utilizarán para obtener los parámetros más precisos, y es un elemento básico para la comprensión y correcta integración de los múltiples y complejos datos que se pueden obtener de una ventriculografía isotópica<sup>30,31</sup>.

Para facilitar la visualización de la contractilidad es posible utilizar imágenes combinadas, que nos muestran las imágenes del ciclo cardíaco con sobreimpresión del contorno de telediástole, o solamente las imágenes de contorno ventricular. Evidentemente la inspección visual, aunque imprescindible, es subjetiva, y por ello poco reproducible, y carece de la sensibilidad de los métodos más sofisticados, como las imágenes paramétricas, en la detección de alteraciones de la contractilidad.

### Cuantificación

Actualmente los sistemas de cuantificación son automáticos o semiautomáticos supervisados por el usuario, siempre para poder obtener la máxima reproducibilidad en el cálculo de los parámetros cuantitativos. Para ello se debe seguir un procedimiento claramente establecido. En primer lugar, han de disminuirse las fluctuaciones inherentes a la naturaleza aleatoria de la radiación. Esto se hace mediante un suavizado espacial y uno temporal de las imágenes adquiridas<sup>23</sup>. Estas acciones facilitan la delimitación posterior de los contornos ventriculares de forma automática.

#### Punto clave 4

*El uso de sistemas automáticos de cuantificación mejora la reproducibilidad interobservador e interensayo.*

**Delimitación de contornos ventriculares.** Los sistemas automáticos y semiautomáticos se basan en la delimitación inicial de un área (área maestra) dentro de la cual quede el ventrículo a analizar. Esta delimitación inicial puede solicitarse al usuario o bien dibujarse automáticamente a partir de las imágenes paramétricas de amplitud y fase. Seguidamente se realiza la delimitación de los contornos del ventrículo sobre cada una de las imágenes del ciclo cardíaco promedio mediante algoritmos apropiados (segunda derivada, gradientes, laplacianos...) siempre buscando la mejor separación entre el ventrículo y la actividad circundante, siendo los puntos de mayor dificultad, la región septal y el plano auriculoventricular<sup>32-35</sup>.

**Delimitación del fondo.** Con las áreas ventriculares delimitadas, es preciso seleccionar un área de fondo para poder sustraer la actividad radiactiva no derivada de la actividad ventricular, sino de las es-

tructuras adyacentes. Para ello se delimita sobre la imagen de telesiástole un área de interés que abarque el cuadrante inferoexterno del ventrículo, de 2 a 3 píxeles de anchura y separado unos 2 píxeles del límite del contorno ventricular, sin solapamiento con otras actividades extracardíacas.

**Generación de la curva de actividad ventricular o curva de volumen.** A partir de las cuentas contenidas dentro de cada una de las áreas de interés delimitadas, se obtiene una curva de actividad/tiempo y dado que el trazador utilizado está uniformemente distribuido en el torrente circulatorio, las variaciones de actividad son proporcionales a las variaciones de volumen. Por tanto, a la representación gráfica de la actividad contenida en un ventrículo durante el ciclo cardíaco se la denomina "curva de volumen ventricular" y en ella podemos delimitar cada una de las diferentes fases que conforman un ciclo cardíaco. Esta curva es discreta (puntos interconectados), y para poder realizar sobre ella cálculos precisos es necesario ajustar la curva a una función continua, habitualmente a un ajuste de Fourier (suma de funciones coseno) de 4 armónicos.

**Cálculo de la FE.** Los valores de cuentas son extraídos a partir de función ajustada a la curva de volumen, lo que permite obtener un valor más preciso de cuentas en sístole y diástole.

#### Punto clave 5

*Sobre la curva de volumen obtenida del ciclo cardíaco promedio se ajusta una función continua para mejorar la precisión en la detección de la sístole.*

La FE representa la fracción de volumen diastólico que el ventrículo expulsa en cada latido, siendo el mejor parámetro representativo de la función ventricular<sup>20,23</sup>, y se calcula con la fórmula:

$$FE = \frac{TD - TS}{TD} \times 100$$

Donde TD es la actividad neta del ventrículo en telediástole y TS es la actividad neta del ventrículo en telesiástole.

Este valor será el de la función del ventrículo seleccionado, derecho o izquierdo, dentro del ciclo cardíaco representativo. La mayoría de los programas de procesado permiten el cálculo de la función ventricu-

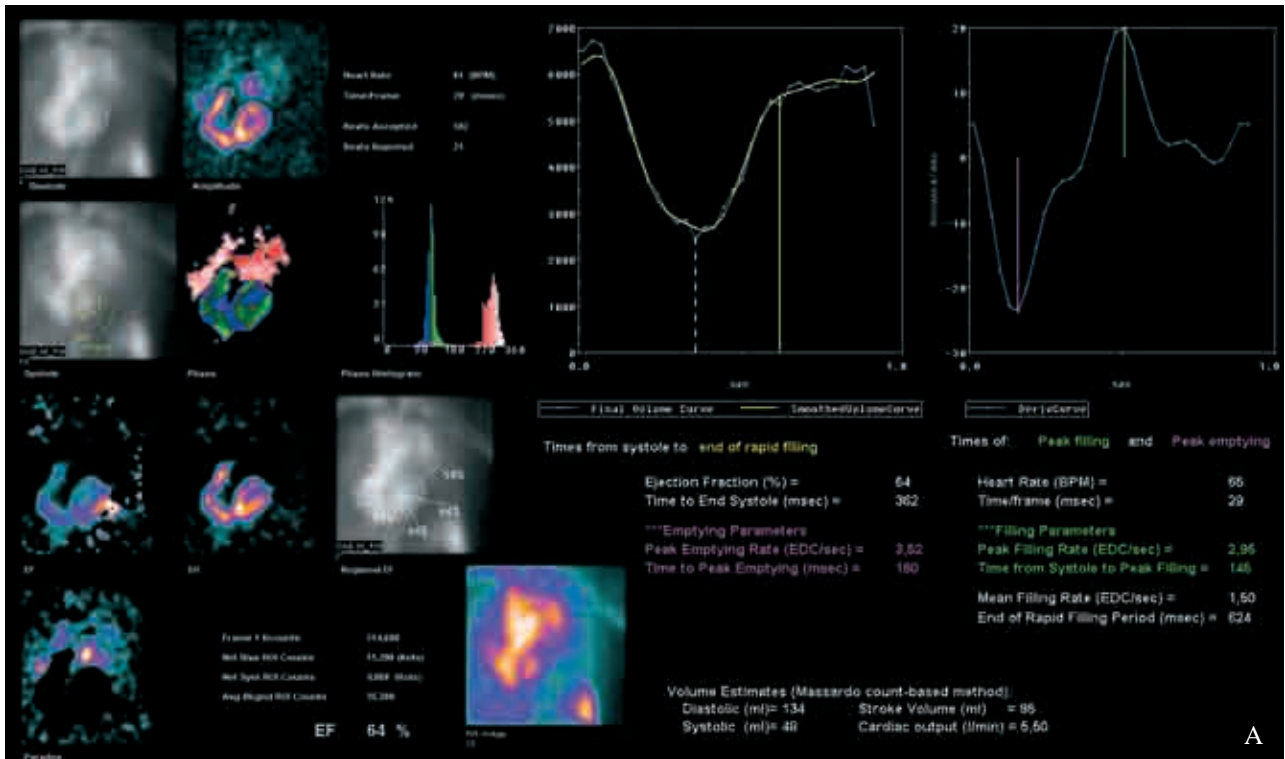


FIG. 2A.

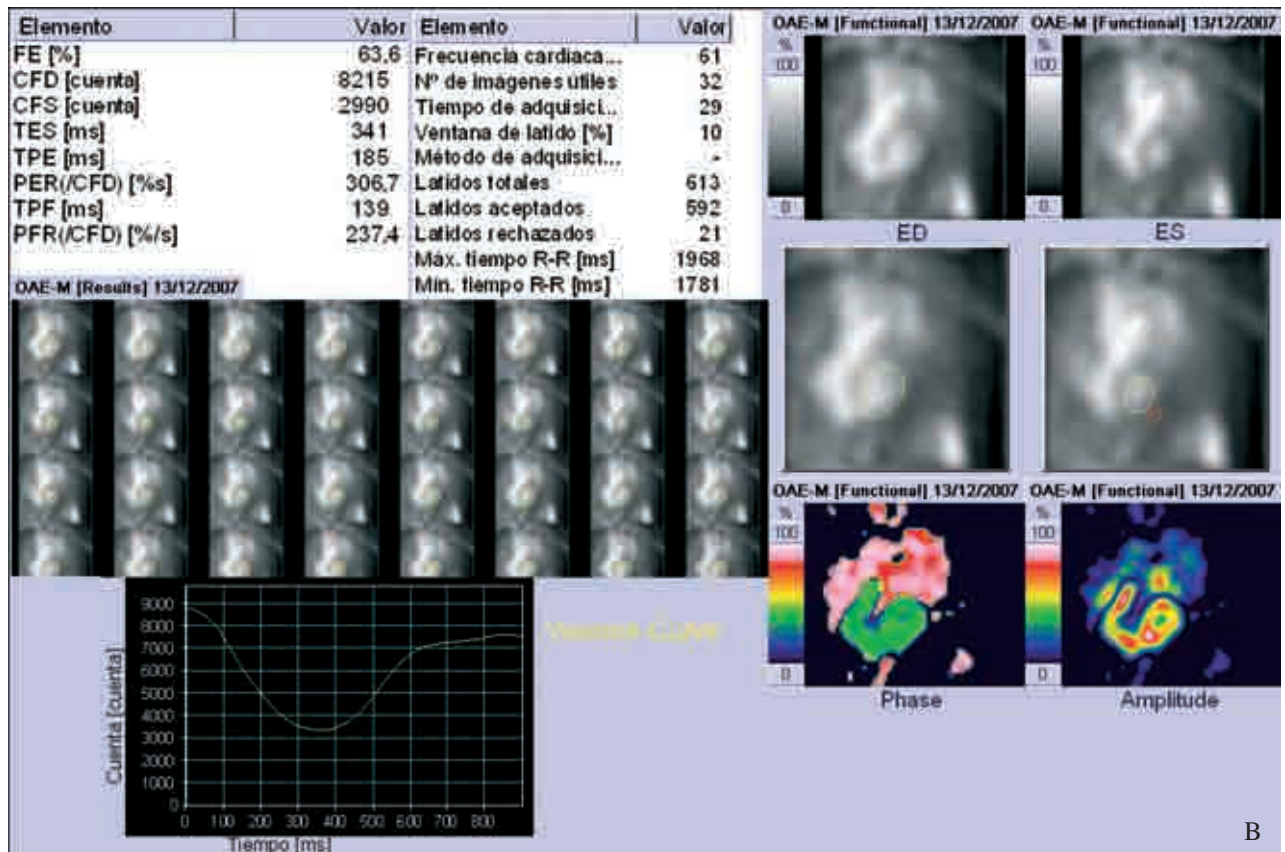


FIG. 2B.

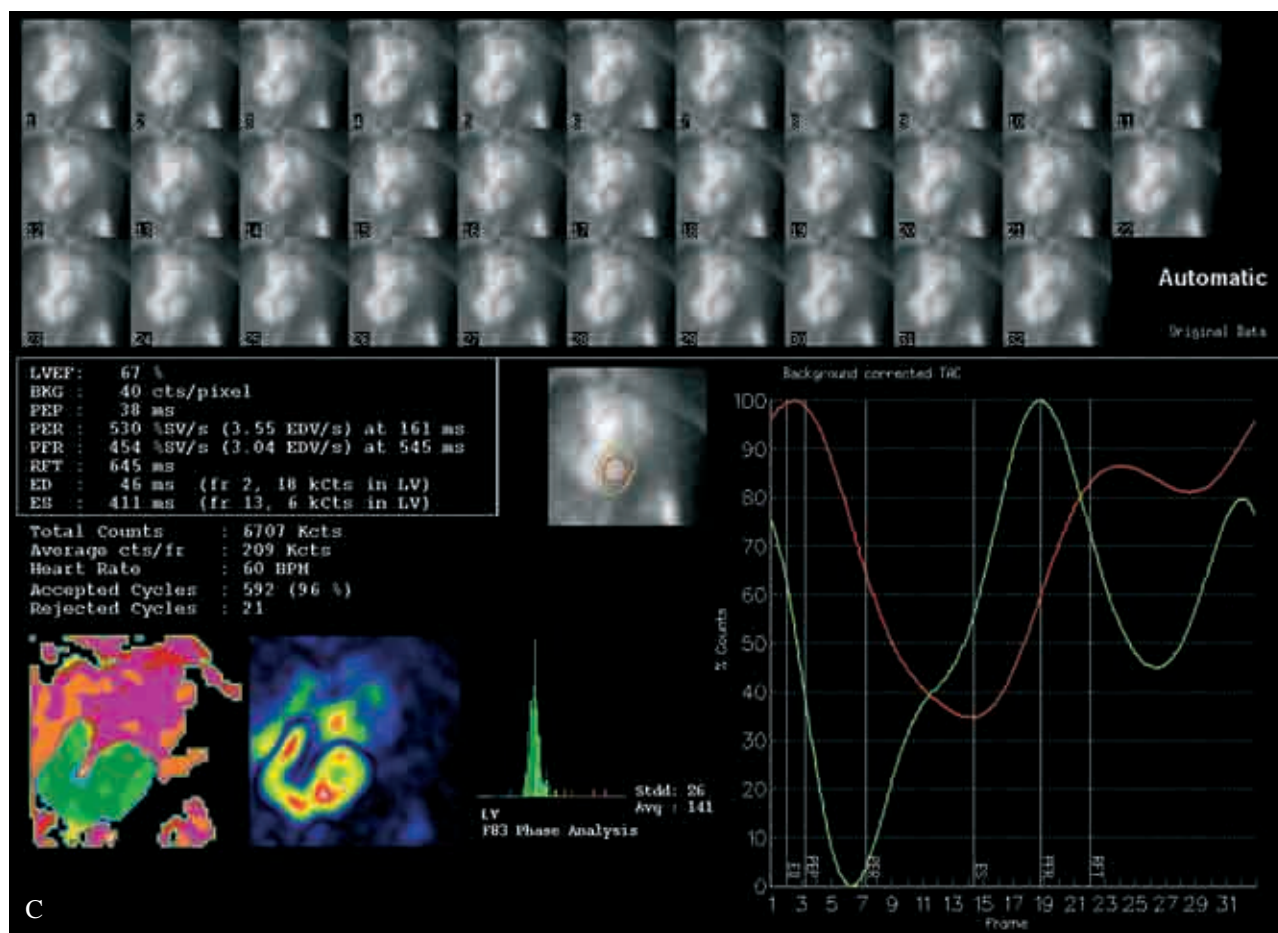


FIG. 2C.

lar derecha, con la misma metodología que para la función ventricular izquierda, teniendo en cuenta la delimitación de contornos ventriculares y el área de fondo; incluso en algún caso el cálculo se realiza simultáneamente (fig. 2).

### Volúmenes ventriculares

Existen diversas metodologías para la determinación de los volúmenes ventriculares con la ventriculografía isotópica en equilibrio, algunas con cálculo automático (Massardo<sup>36</sup>) y otras con diversas actuaciones asociadas para poder estimar correctamente el grado de atenuación tisular detectado.

Según el principio de dilución isotópica, la radiactividad procedente de las cámaras cardíacas es proporcional al volumen que contienen las mismas. Por lo tanto, es posible calcular los volúmenes ventriculares absolutos a partir de la ventriculografía isotópica si se obtiene una muestra de sangre periférica de volumen conocido durante la detección del estudio di-

námico. Conocida la actividad contenida en dicha muestra (concentración radiactiva), se puede determinar el volumen que corresponde a la actividad detectada en la cavidad ventricular mediante la siguiente simplificación proporcional:

$$\text{Volumen ventricular} = \frac{\text{actividad ventricular} \times \text{volumen muestra}}{\text{actividad muestra}}$$

No obstante, debe tenerse en cuenta que determinados factores, como son, sobre todo, la atenuación de la actividad por los tejidos entre el corazón y el detector, y el *decay* del radioisótopo, alteran los valores de esta proporción. Para esta corrección se dispone de varias metodologías que recogen estas variables y las introducen en la formulación del cálculo del volumen ventricular<sup>37-40</sup>, aunque precisan de la realización de adquisiciones asociadas para determinar la profundidad o estimar la atenuación cardíaca, y de la obtención de una muestra de sangre de volumen co-



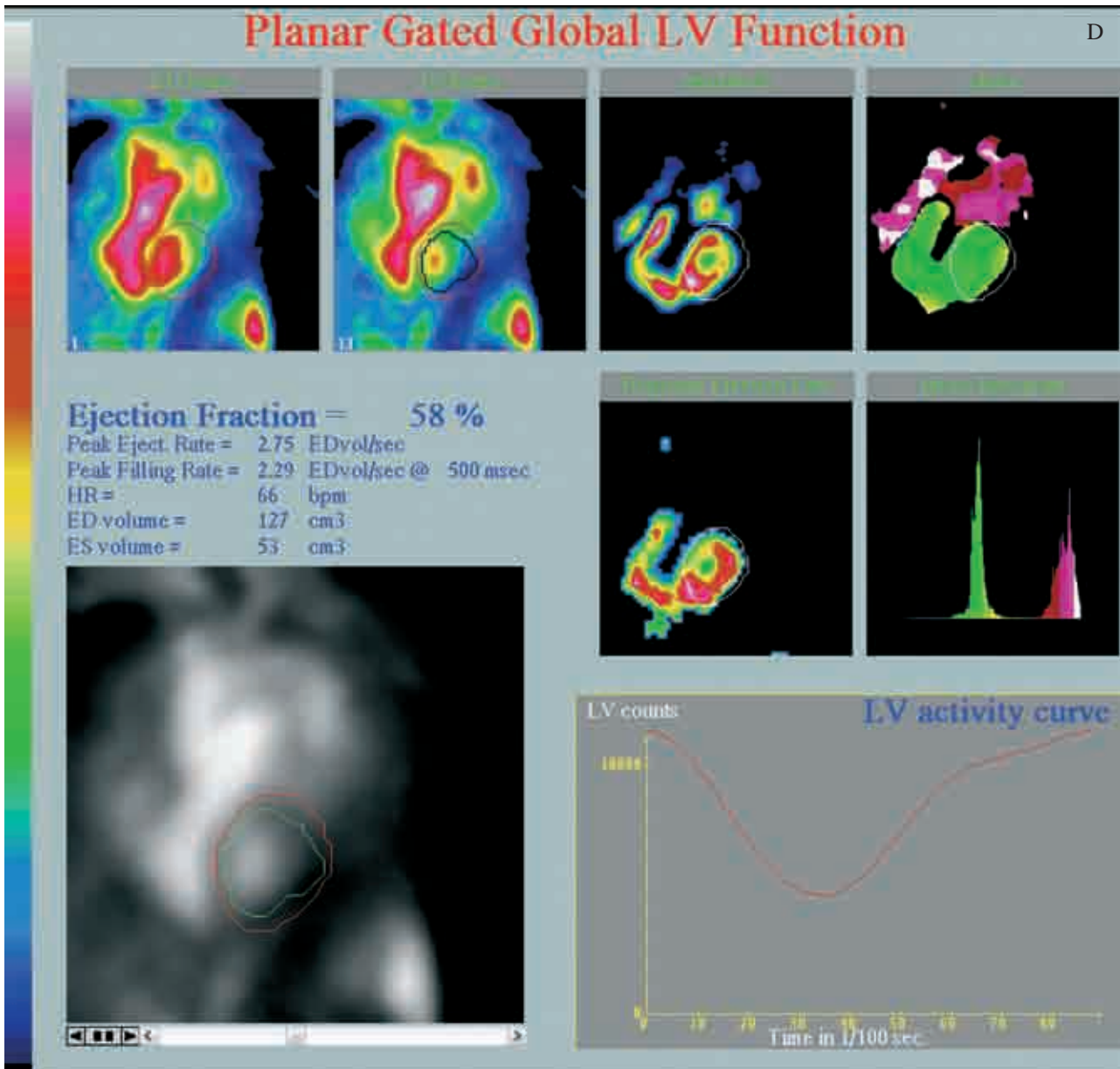


FIG. 2D.

FIG. 2.—Metodologías del cálculo de la fracción de eyección de ventriculografía isotópica en equilibrio en un mismo paciente. A: Sistema automático con selección de área inicial (GE –ejection fraction–), con cálculo de volúmenes y parámetros de función diastólica. B: Sistema automático con selección del centro del ventrículo izquierdo con cálculo de parámetros de función diastólica (Siemens®). C: Sistema totalmente automático con cálculo de función diastólica (GE XT-ERNA), que permite la evaluación manual de la función ventricular derecha. D: Sistema totalmente automático con cálculo de volúmenes y de función diastólica (SEGAMI); también permite la evaluación manual de la función ventricular derecha.

nocido al finalizar el estudio, con la adquisición de dicha muestra sobre el detector de la gammacámara.

**Valores de referencia**

En reposo, se acepta el 50 % como límite inferior de la normalidad para la FE del ventrículo izquierdo.

En nuestro medio, los valores de referencia obtenidos en un grupo de 30 voluntarios sanos se acercan en gran medida al valor comúnmente aceptado<sup>41,42</sup>. Para los volúmenes ventriculares se obtiene un índice de volumen telediastólico (IVTD) de  $60,3 \pm 16,0 \text{ ml/m}^2$  y un índice de volumen telesistólico (IVTS) de  $22,9 \pm 7,9 \text{ ml/m}^2$ , existiendo diferencias entre

**Tabla 1**  
VALORES DE REFERENCIA DE LA FE Y VOLÚMENES VENTRICULARES  
CON LA VENTRICULOGRAFÍA ISOTÓPICA EN EQUILIBRIO PLANAR

	Referencia		n	Media ± DE	Límite normal
FE	Zaret et al <sup>41</sup>	V. izquierdo	1.200	62,3 % ± 6,1	> 50 %
	Castell et al <sup>42</sup>	V. izquierdo	41	62,8 % ± 7,8	> 50 %
IVTD	Castell et al <sup>42</sup>	V. izquierdo	30	60,3 ± 15,5 ml/m <sup>2</sup>	< 90 ml/m <sup>2</sup>
IVTS	Castell et al <sup>42</sup>	V. izquierdo	30	22,9 ± 7,9 ml/m <sup>2</sup>	< 36 ml/m <sup>2</sup>
FE	Zaret et al <sup>41</sup>	V. derecho	372	52,3 % ± 6,2	> 40 %
	Castell et al <sup>42</sup>	V. derecho	41	45,2 % ± 5,2	> 40 %

DE: desviación estándar; FE: fracción de eyección; IVTD: índice de volumen telediastólico; IVTS: índice de volumen telesistólico; V: ventrículo.

**Tabla 2**  
VARIABILIDAD INTEROBSERVADOR E INTERENSAYO DE LOS VALORES CUANTITATIVOS OBTENIDOS  
CON LA VENTRICULOGRAFÍA ISOTÓPICA EN EQUILIBRIO PLANAR, EXPRESADOS COMO COEFICIENTE DE VARIACIÓN

	Referencia		n	Variabilidad interobservador	Variabilidad interensayo
FE	Zaret et al <sup>41</sup>	V. izquierdo	160	2,20 %	2,30 %
	Castell et al <sup>42</sup>	V. izquierdo	15	0 %	6,20 %
VTD	Castell et al <sup>42</sup>	V. izquierdo	10	4,50 %	7,40 %
VTS	Castell et al <sup>42</sup>	V. izquierdo	10	–	6,30 %
FE	Zaret et al <sup>41</sup>	V. derecho	70	3,80 %	3,50 %

FE: fracción de eyección; VTD: volumen telediastólico; VTS: volumen telesistólico; V: ventrículo.

hombres y mujeres (IVTD: 69,83 + 15,5 frente a 51,9 ± 11,5; IVTS: 27,4 ± 6,9 frente a 19,0 ± 6,6) (tabla 1).

La angiocardigrafía en equilibrio permite calcular la FE del VD si se tiene cuidado en excluir la actividad auricular derecha y del infundíbulo de la pulmonar. El valor normal de FE del VD es discretamente inferior a la del izquierdo, oscilando entre el 40 y el 45 %<sup>43-46</sup>.

### Reproducibilidad

La correlación de la FE isotópica con la FE determinada mediante cateterismo cardíaco es excelente y los programas automatizados de análisis consiguen una reproducibilidad inter e intraobservador superior a cualquier otra técnica de cuantificación de la función ventricular<sup>22,42,47-52</sup>. En nuestras manos, la variabilidad interobservador es del 0 % para la FE y del 4,5 % para el VTD (tabla 2). Ello comporta, en la práctica, que la ventriculografía con radionúclidos sea la exploración no invasiva de elección para la valoración de la FE, sobre todo en aquellos casos en que se precisa un control evolutivo de los parámetros<sup>53</sup>.

### GATED-SPECT DE VENTRICULOGRAFÍA ISOTÓPICA

En la década de los ochenta se desarrolló la metodología de adquisición de la SPECT con sincronización con la onda R del ECG, pero no fue hasta 2002 cuando se pudo disponer de los primeros programas de cálculo, y su evolución no ha sido paralela a los estudios de perfusión miocárdica.

El uso *gated*-SPECT con la ventriculografía en equilibrio supone el perfecto aislamiento de ambas cavidades, ya que eliminan el problema de superposición de las cámaras cardíacas y la necesidad de corrección por sustracción de actividad de fondo<sup>54</sup>.

#### Punto clave 6

*Aislamiento espacial de las estructuras cardíacas.*

Aunque en estos estudios no es posible la determinación del espesor y engrosamiento de las paredes miocárdicas, al visualizar el contenido de sangre de las cavidades cardíacas ofrece mayor exactitud en el cálculo de la FE y los volúmenes ventriculares izquierdos. La densidad de cuentas en la región cardíaca es mucho mayor que en los estudios de perfusión

miocárdica y se minimiza el problema introducido por el efecto del volumen parcial. Además, la separación septal obtenida también permite una evaluación bastante precisa de los parámetros ventriculares derechos<sup>54</sup>.

## Metodología

### Radiofármacos

Son los mismos que para la ventriculografía isotópica en equilibrio y la actividad administrada también.

### Adquisición

Con los equipos actuales, de doble cabezal a 90°, es posible obtener ventriculografías tomográficas en equilibrio de 16 imágenes/ciclo con una adquisición de 180° desde la proyección oblicua anterior derecha (30 a 45°) a la oblicua posterior izquierda, sincronizada con el ECG, con una tolerancia de R-R que debe rondar entre el 20 y el 25 %, en aproximadamente unos 35 a 40 minutos.

### Procesado

El procesado debe iniciarse con la reorientación del corazón, siguiendo los dos ejes largos, para la obtención de los cortes coronales reorientados (eje corto) de todas las fases del ciclo adquiridas, en los cuales ambos ventrículos quedan separados por el septo. Habitualmente se usan los algoritmos de retroproyección filtrada (FBP), pero cada vez más se preconiza el uso de algoritmos de reconstrucción iterativos, menos susceptibles a realizar artefactos y con mejor contraste en la imagen final.

### Cuantificación

Con la metodología QBS® de Germano<sup>55,56</sup> el procesado se realiza inicialmente sobre el VI, mediante un algoritmo que determina el contorno endocárdico telediastólico en base a las cuentas y a su gradiente sobre un sistema de coordenadas elípticas. Seguidamente se van calculando los contornos endocárdicos para cada una de las fases del ciclo cardíaco, sobre las que se calcula el volumen ventricular, y la presentación gráfica de esta lista de volúmenes da lugar a la curva de volumen y permite el cálculo de la FE. Este

proceso se repite para el VD. En la presentación final, se nos muestran las imágenes tridimensionales biventriculares en modo cine, con superposición de la malla de telediástole y acompañadas por los parámetros cuantitativos calculados (volúmenes y FE biventricular), con lo que es posible evaluar la contractilidad en cualquier ángulo, al poder interaccionar con las imágenes (fig. 3). De todos modos, el método valora correctamente los parámetros cuantitativos cuando el volumen ventricular es normal, pero cuando existe dilatación derecha o izquierda, los valores resultantes son subóptimos.

El método NuSMUGA (*Northwest University y Emory Cardiac Toolbox*) propuesto por Groch et al<sup>57</sup> presenta una imagen tridimensional, a la que puede superponerse el contorno fijo de telediástole (calculado por nivel de corte) en forma de malla, sobre la que se puede evaluar la contractilidad en cualquier posición del espacio, ya que mediante la interacción sobre ella se pueden visualizar todos los ángulos posibles. Para la valoración cuantitativa se precisa una selección previa de los cortes de eje corto, que son agrupados en una imagen combinada sobre la cual se delimita, de forma manual, el área de interés del ventrículo a analizar. El resultado de la FE se obtiene de forma doble: por valoración de la actividad ventricular (en función de las cuentas) y por la integración del número de vóxeles de las áreas ventriculares (en función del volumen), siendo ambos valores muy parecidos. Recientemente los mismos autores<sup>58</sup> han propuesto una mejora del método con análisis tridimensional automático que aumenta la reproducibilidad.

Existen otros métodos automáticos, como el propuesto por Vanhove et al<sup>59</sup> que usa un algoritmo de delimitación de contornos, que trabaja en 3 dimensiones y que incluye la identificación automática del plano valvular y del septo, o como el método basado en la invarianza de Laplacianos aplicada a delimitar de forma automática los contornos endocárdicos, propuesto por Harel et al<sup>60</sup>.

### Valores de referencia

De Bondt et al<sup>61</sup> han descrito los valores de referencia de esta técnica, calculados por diversas metodologías, existiendo discretas diferencias entre sexos (FEVI: varones: 64 ± 8, mujeres: 65 ± 9; VTD: 130 ± 33 frente a 96 ± 31; FEVD: 50 ± 10 frente a 52 ± 12) (tabla 3).

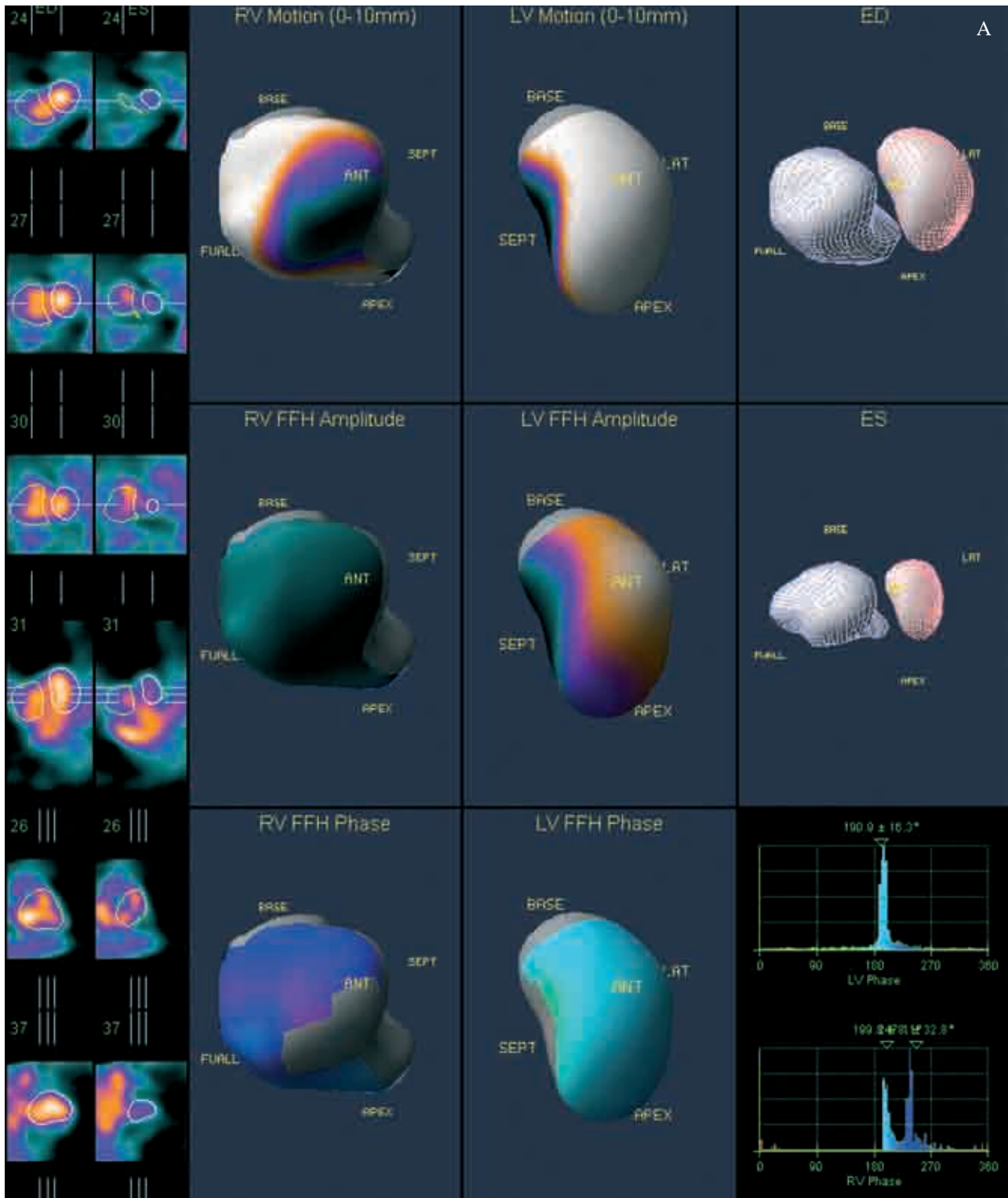


FIG. 3A.

Con estos métodos descritos se ha obtenido una alta correlación de los valores cuantitativos en comparación con otras técnicas<sup>62-68</sup>, en especial en comparación con la ventriculografía isotópica de equili-

brio<sup>63,64</sup> donde se evidencia la obtención de una FE algo mayor que con la técnica planar, en parte explicable al evitarse la superposición de las aurículas sobre el área ventricular. También se han comparado

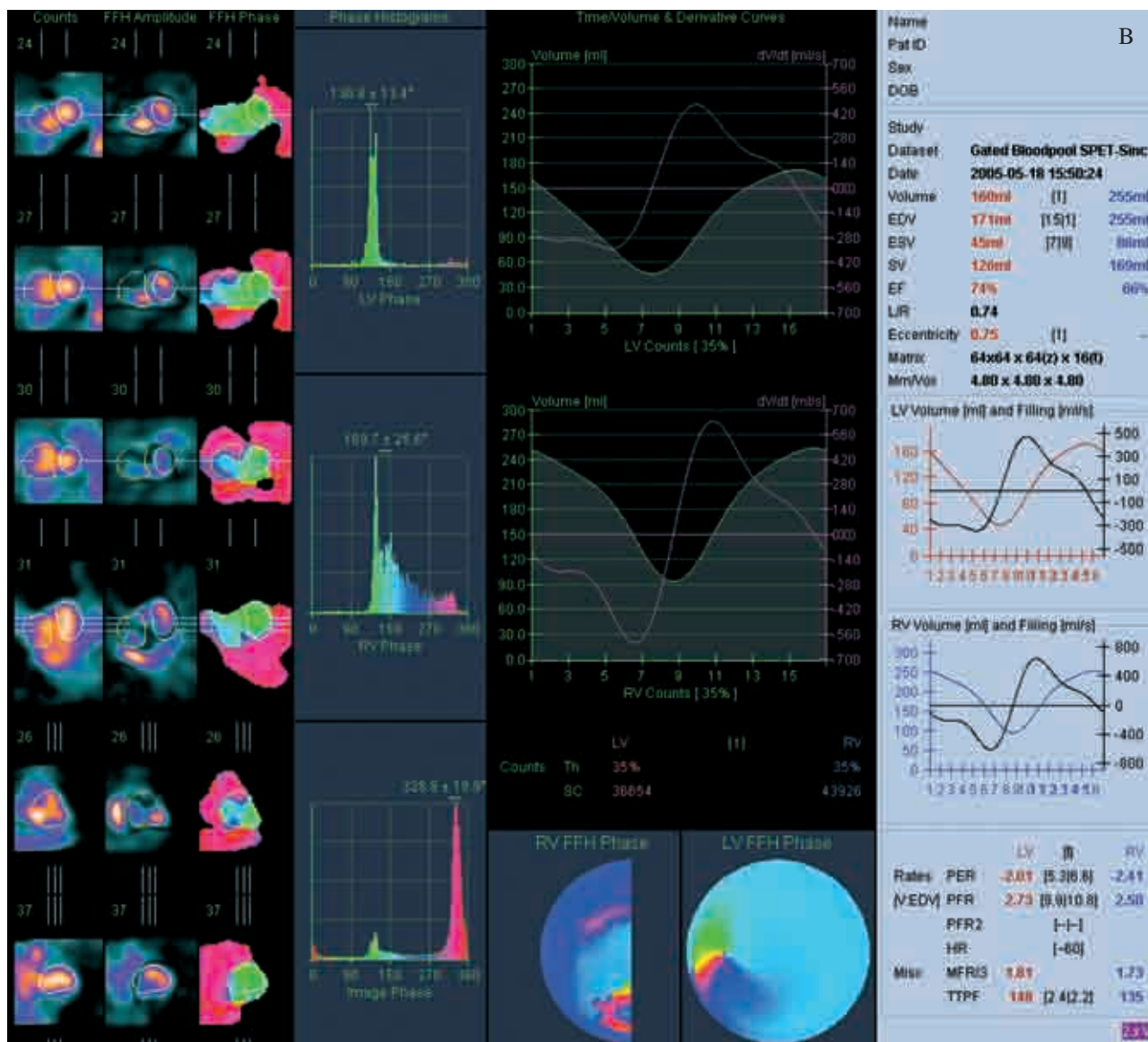


FIG. 3B.

FIG. 3.—Metodología del cálculo de la fracción de eyección del gated-SPECT de ventriculografía isotópica en equilibrio (Cedar Sinai QBS®). A: Se observan los contornos ventriculares delimitados y las imágenes tridimensionales de ambos ventrículos. B: Se observa el análisis de Fourier (amplitud y fase), del ventrículo derecho, izquierdo y global, las curvas de volumen biventriculares y los parámetros cuantitativos sistólicos y diastólicos.

**Tabla 3**  
VALORES DE REFERENCIA DE LA FE Y VOLÚMENES VENTRICULARES CON LA GATED-SPECT DE VENTRICULOGRAFÍA ISOTÓPICA EN EQUILIBRIO

	Referencia		n	Media ± DE	Límite normal
FE	De Bondt et al <sup>61</sup>	V. izquierdo	51	64% ± 8	> 48%
IVTD			51	66 ± 16 ml/m <sup>2</sup>	< 97 ml/m <sup>2</sup>
IVTS			51	24 ± 9 ml/m <sup>2</sup>	< 43 ml/m <sup>2</sup>
FE	De Bondt et al <sup>61</sup>	V. derecho	51	50% ± 10	> 31%
IVTD			51	66 ± 16 ml/m <sup>2</sup>	< 97 ml/m <sup>2</sup>
IVTS			51	41 ± 8 ml/m <sup>2</sup>	< 64 ml/m <sup>2</sup>

DE: desviación estándar; FE: fracción de eyección; IVTD: índice de volumen telediastólico; IVTS: índice de volumen telesistólico; V: ventrículo.

entre sí estos métodos<sup>69,70</sup> con muy buena correlación entre ellos y con leves diferencias en los parámetros calculados, siendo mayores al referirse a los volúmenes ventriculares.

Aprovechando la separación septal obtenida, esta técnica se presenta como un referente para la determinación de la función ventricular y volúmenes del VD<sup>65-67,71-73</sup>, así como para evaluar la contractilidad ventricular derecha.

Asimismo, al igual que con la ventriculografía isotópica en equilibrio planar, podemos realizar la adquisición del estudio en estrés bajo una infusión de dobutamina<sup>74</sup>, con lo que es posible evaluar la respuesta contráctil de ambos ventrículos o la viabilidad de regiones acinéticas visualizadas en el estudio basal.

### Reproducibilidad

Al ser estos métodos de cálculo automáticos, la reproducibilidad es muy buena en todos ellos (tabla 4), tanto para el VI<sup>75</sup> como para el VD<sup>76</sup>, y si existe es debida al proceso de reconstrucción, donde el cambio de filtrado, reorientación o ampliación puede afectar a los cálculos subsiguientes<sup>77</sup>.

### GATED-SPECT DE PERFUSIÓN MIOCÁRDICA

La tomogramagrafía sincronizada de perfusión miocárdica permite obtener cortes en los tres ejes cardíacos representativos de su posición y captación a lo largo del ciclo cardíaco representativo, y permite acceder a la información sobre el movimiento de las paredes ventriculares y el incremento de la actividad sistólica de forma cualitativa. La inspección visual de los cortes tomográficos presentados en modo cine ofrece una información suficiente del análisis de la

contractilidad ventricular<sup>78,79</sup>, pero con programas automatizados se obtiene información cuantitativa acerca de los volúmenes ventriculares y, en base a su variación a lo largo del ciclo cardíaco, calcular la FE, parámetro fundamental como indicador pronóstico de la cardiopatía isquémica.

Hemos citado que tras el desarrollo de la *gated*-SPECT en los ochenta, y la aparición de los primeros programas automáticos de cálculo a mediados de los noventa, ha sido a raíz del uso de los trazadores tecnecios (MIBI y tetrofosmina), que ofrecen un flujo fotónico suficiente para poder obtener una secuenciación de imágenes en un tiempo de detección aceptable, cuando se ha generalizado el uso de esta técnica<sup>78</sup>. Tanto es así, que actualmente no se concibe un estudio de perfusión miocárdica sin *gated*-SPECT.

### Metodología

#### Radiofármacos

Suelen usarse trazadores tecnecios (<sup>99m</sup>Tc-MIBI o <sup>99m</sup>Tc-tetrofosmina), aunque la técnica puede también realizarse con los estudios con <sup>201</sup>Tl. Las dosis a administrar dependen del protocolo usado para el estudio de perfusión miocárdica, oscilando entre 650-750 MBq (18-20 mCi) para estudios de protocolo largo y entre 800-900 MBq (22-25 mCi) para la dosis alta de los estudios de protocolo corto, aunque puede usarse también con la dosis baja del protocolo corto, ajustando los tiempos de adquisición.

#### Adquisición

Con los equipos actuales, de doble cabezal a 90°, es posible obtener un estudio de *gated*-SPECT en aproximadamente unos 12 a 15 minutos, con las siguientes características: 8 imágenes/ciclo con una ad-

**Tabla 4**  
VARIABILIDAD INTEROBSERVADOR E INTERENSAYO EXPRESADO COMO COEFICIENTE DE VARIACIÓN CON LA *GATED*-SPECT DE VENTRICULOGRAFÍA ISOTÓPICA EN EQUILIBRIO

	Referencia		n	Variabilidad interobservador	Variabilidad interensayo
FE	Daou et al <sup>77</sup>	V. izquierdo	10	3,90 %	4,40 %
VTD			10	8,60 %	12,40 %
VTS			10	8,50 %	14,40 %
FE	Daou et al <sup>76</sup>	V. derecho	64	3,70 %	–
VTD			64	4,90 %	–
VTS			64	2,30 %	–

FE: fracción de eyección; VTD: volumen telediastólico; VTS: volumen telesistólico; V: ventrículo.

quisición de 180° desde la proyección oblicua anterior derecha (30 a 45°) a la oblicua posterior izquierda, sincronizada con el ECG usando una tolerancia de R-R alta, que debe rondar entre el 60 y el 75 % o hasta el 90 %, sin que las arritmias afecten mucho la adquisición. Si se incrementa el número de imágenes por ciclo (16 o 32), se debe aumentar el tiempo de detección proporcionalmente, llegando a 20 o 25 minutos.

### Procesado

El procesado se inicia con la reorientación del corazón, siguiendo los dos ejes largos, para la obtención de los cortes coronales reorientados (eje corto) de todas las fases del ciclo adquiridas. Para la reconstrucción actualmente se recomienda el uso de algoritmos de reconstrucción iterativos o filtros con restauración de cuentas en profundidad, dado que obtienen mejor contraste final de la imagen.

#### Punto clave 7

*Las imágenes de los cortes miocárdicos se presentan en eje corto, eje largo vertical y eje largo horizontal.*

### Cuantificación

La primera aproximación cuantitativa a la estimación de la función sistólica global se realizó mediante la delimitación manual del contorno ventricular durante el ciclo cardíaco representativo<sup>80,81</sup>.

En 1994 Goris et al<sup>82</sup> obtuvieron por primera vez datos cuantitativos mediante un sistema semiautomático que asume que la posición de la pared ventricular se puede localizar mediante un análisis estadístico de la distribución de la densidad de cuentas.

En general, los métodos cuantitativos propuestos para los estudios de *gated*-SPECT pueden agruparse en:

1. *Métodos basados en la densidad de cuentas.* Se basan en el cálculo del engrosamiento de la pared miocárdica, asumiendo que los cambios en los espesores de dicha pared son lineales a los cambios en la densidad de cuentas en la misma región y considerando el efecto del volumen parcial sobre los mismos.

2. *Métodos basados en modelos geométricos.* Consisten en la posibilidad de aproximar y ajustar

geometrías elipsoidales-cilíndricas a la morfología del VI, para la delimitación de los contornos de la superficie epicárdica y endocárdica, y adaptándolos a los cambios de posición de dichas superficies durante el ciclo cardíaco.

En diversos casos estos métodos se combinan, asumiendo consideraciones tanto de uno como del otro. En todos ellos el parámetro principal obtenido es el VTD, siendo los demás parámetros (VTS, FE...) derivados del mismo. Vamos a detallar los tres métodos más extendidos de cuantificación, todos ellos automáticos (fig. 4).

**Quantitative Gated-SPECT (QGS).** En 1995, Germano et al<sup>83</sup> publicaron los resultados de un programa totalmente automatizado para el cálculo de los volúmenes ventriculares. En síntesis, el algoritmo se inicia con una segmentación del VI en las imágenes no sincronizadas y la determinación de las cuentas máximas en cada grupo de vóxeles. A partir del centro de masa del VI se origina una serie de radios de muestreo que obtienen un perfil de actividad. El primer máximo a lo largo del perfil indica el punto medio del miocardio y, tras ello, se ajusta un elipsoide a la serie de máximos obtenidos. El proceso de determinación del borde endocárdico y epicárdico se inicia con la proyección del centro de masa del ventrículo en el eje largo del elipsoide, a partir del cual se genera un nuevo sistema de coordenadas de muestreo que determina los límites de la pared mediante el ajuste de una función gaussiana asimétrica al perfil de cuentas de cada coordenada radial. Una vez determinados todos los puntos, se ajustan dos nuevos elipsoides al borde endo y epicárdico, cuyos volúmenes se calculan geoméricamente. Este método mostró una excelente correlación con los volúmenes de un fantoma y con la FE calculada a partir de ventriculografías de primer paso en reposo en una población de 65 pacientes (45 hombres y 20 mujeres). Este algoritmo fue perfeccionado por los mismos autores<sup>84</sup> mejorando la solidez del método y permitiendo la corrección de los límites del ajuste por el operador, si se requiere, con la posibilidad de procesar estudios de 16 imágenes/ciclo y calcular parámetros de función diastólica.

Posteriormente diversas publicaciones han refrendado la bondad de estos métodos basados en los estudios *gated*-SPECT ya sea con MIBI<sup>85</sup>, tetrofosmina<sup>86</sup> o, incluso, con talio<sup>87</sup>, a pesar de que el menor

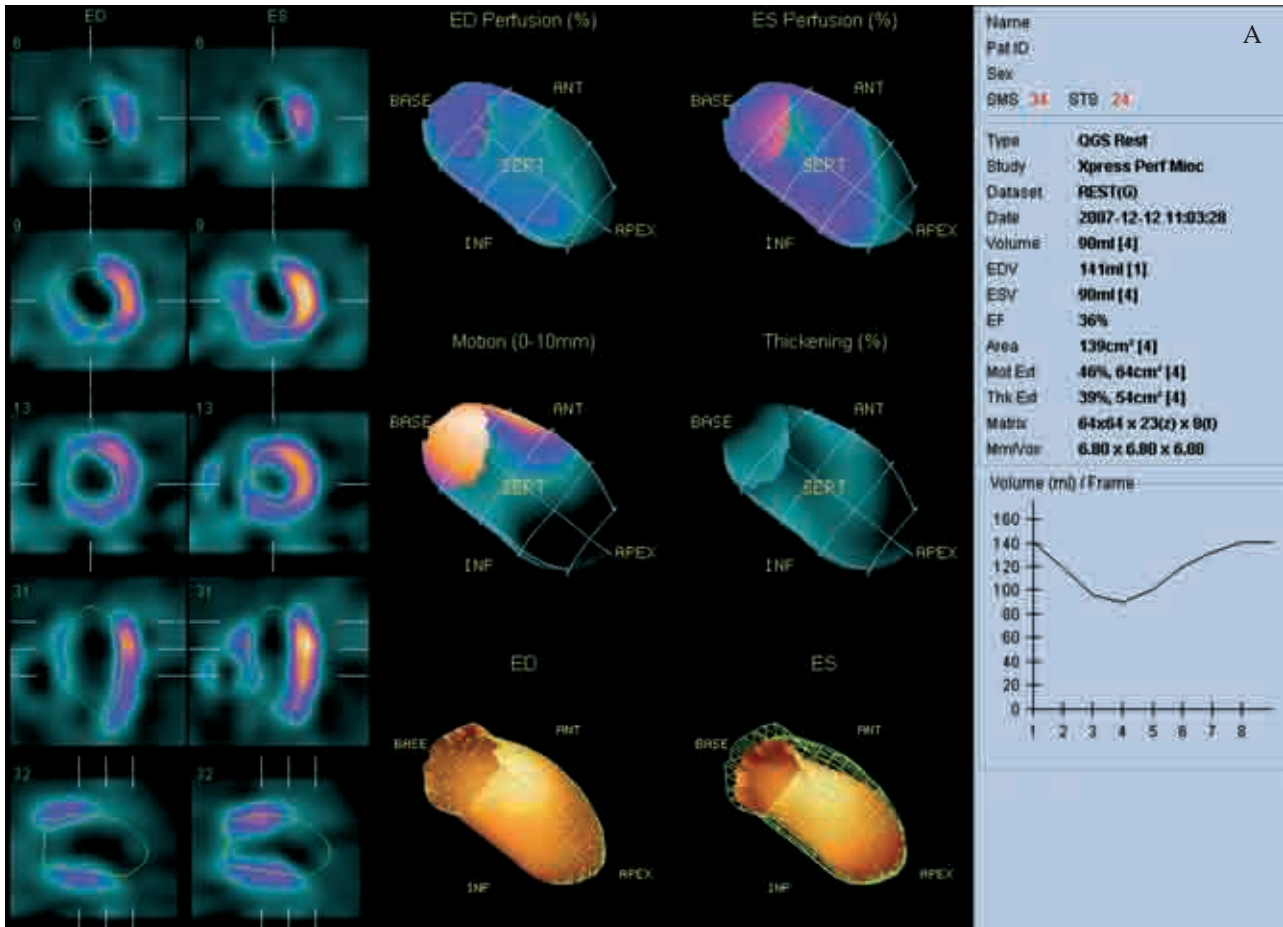


FIG. 4A.

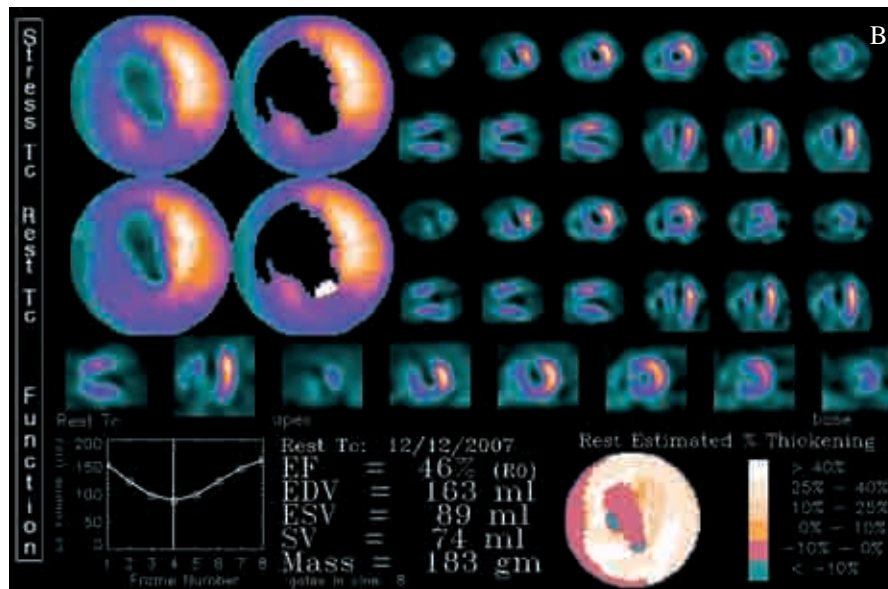


FIG. 4B.

flujo fotónico y la menor dosis administrada de este trazador parecen menos idóneos para una adquisición de estas características.

*Emory Cardiac Toolbox (ECT)*. Otro método totalmente automatizado fue propuesto por Faber et al<sup>81</sup> siguiendo la metodología descrita previamente por



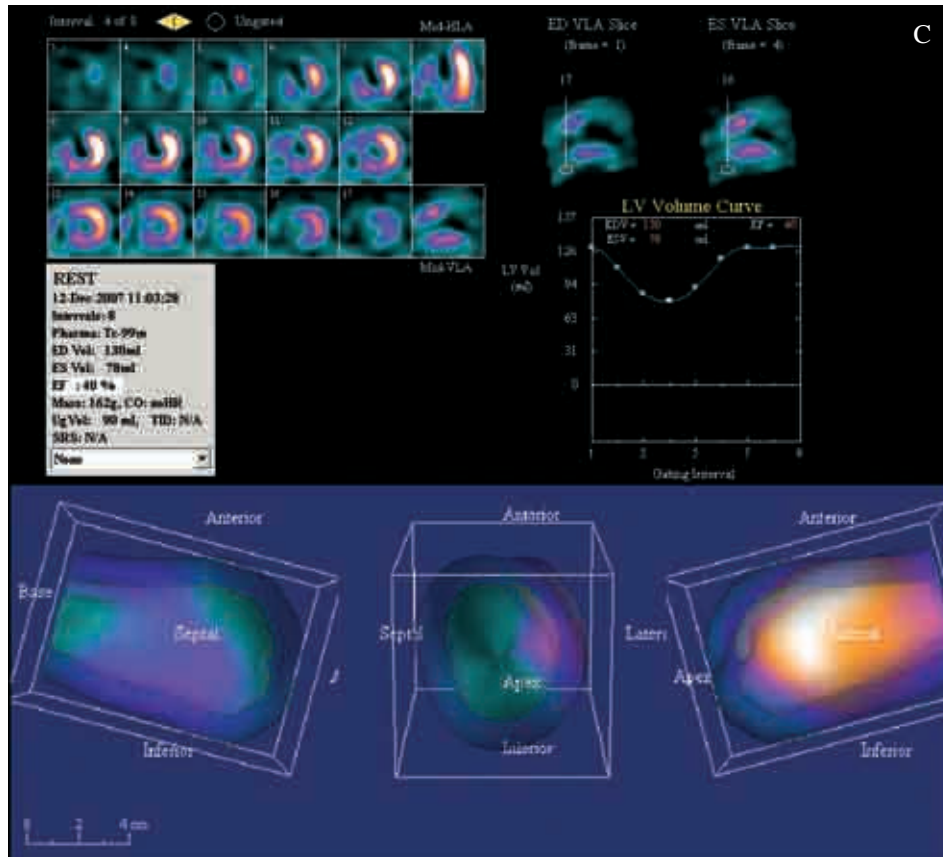


FIG. 4C.

FIG. 4.—Metodologías del cálculo de los parámetros cuantitativos del gated-SPECT de perfusión miocárdica con tecnecio en un mismo paciente. A: Cedar Sinai QGS®. B: Emory Cardiac Toolbox. C: 4DM-SPECT.

García et al<sup>88</sup>, de la Universidad de Emory. El programa se basa en la identificación iterativa del ápex, la base y el centro del VI, ajustando un cilindro sobre la región definida por el conjunto volumétrico de los cortes de eje corto. La determinación anatómica de los bordes endocárdicos y epicárdicos se realiza a partir de los valores de perfusión miocárdica de mayor intensidad localizados normalmente hacia el centro de la pared y limitados por la resolución del sistema SPECT<sup>89</sup>, por lo que de base se asume un espesor medio aproximado del miocardio en la telediástole de 10 mm<sup>90</sup>, calculando los puntos que determinan la superficie anatómica de dichos bordes mediante la suma y la resta de 5 mm a todos los radios de búsqueda desde el centro del corte de eje corto hacia la pared miocárdica sobre la imagen de telediástole. El porcentaje de engrosamiento a través del ciclo cardíaco se calcula mediante el análisis de fase y amplitud del primer armónico de la transformada de Fourier (en relación con la imagen de telediástole). El resultado de estas operaciones es un grupo de superficies en-

docárdicas y epicárdicas tridimensionales para cada una de las fracciones del ciclo cardíaco adquiridas. Finalmente, convirtiendo a coordenadas cartesianas los puntos que definen dichas superficies, relacionadas a través de triángulos que conforman polígonos, se calculan los volúmenes de la cámara endocárdica y epicárdica. La diferencia entre estos volúmenes es el volumen miocárdico; la masa se define como la multiplicación de dicho volumen por la densidad media del tejido miocárdico, que es aproximadamente de 1,05 g/ml. Al estar siempre calculado en 3 dimensiones, el formato de presentación volumétrico es directo, mientras que se debe realizar una transformación para generar los mapas polares.

**4D-MSPECT.** También existe otro método comercial propuesto por Ficaro et al<sup>91</sup> y promocionado por la Universidad de Michigan, basado en la estimación de las superficies endocárdica y epicárdica mediante la ponderación de los tramos de segmentos, utilizando la curvatura del corazón para estimar los bordes

**Tabla 5**  
VALORES DE REFERENCIA DE LA FE Y VOLÚMENES VENTRICULARES CON LA GATED-SPECT DE PERFUSIÓN MIOCÁRDICA

	Referencia		n	Media ± DE	Límite normal
FE	Ababneh et al <sup>94</sup>	V. izquierdo	116	62 % ± 7	> 50 %
	Aguadé Bruix et al <sup>53</sup>	V. izquierdo	43	59,7 % ± 5,9	> 50 %
IVTD	Ababneh et al <sup>94</sup>	V. izquierdo	116	38 ± 9 ml/m <sup>2</sup>	< 56 ml/m <sup>2</sup>
	Aguadé Bruix et al <sup>53</sup>	V. izquierdo	43	48,5 ± 5,1 ml/m <sup>2</sup>	< 66,87 ml/m <sup>2</sup>
IVTS	Ababneh et al <sup>94</sup>	V. izquierdo	116	15 ± 6 ml/m <sup>2</sup>	< 27 ml/m <sup>2</sup>
	Aguadé Bruix et al <sup>53</sup>	V. izquierdo	43	29,0 ± 4,36 ml/m <sup>2</sup>	< 31,4 ml/m <sup>2</sup>

DE: desviación estándar; FE: fracción de eyección; IVTD: índice de volumen telediastólico; IVTS: índice de volumen telesistólico; V: ventrículo.

endocárdicos en aquellas regiones con defectos severos de captación. El programa dispone de varios formatos de entrada y salida de los datos para la cuantificación y presentación de los resultados, así como de la posibilidad de crear bases de datos normales propias.

En la actualidad, hay unas 6 metodologías de valoración cuantitativa de la *gated*-SPECT con distribución comercial y aprobados por la Food and Drug Administration (FDA); son el QGS, ECT y 4D-MSPECT, ya citados, y el Multidim, promocionado por la Universidad de Stanford y que se basa en aplicar el análisis de amplitud y fase sobre las distribuciones de cuentas miocárdicas a partir del centro de masa ventricular (Goris et al<sup>82</sup>), el SPECTEF, por el Hospital de St. Lukes-Roosevelt de Nueva York, que tras calcular el centro ventricular, define los bordes endocárdicos en base a ajustes de armónicos bidimensionales de quinto orden (Nichols et al<sup>85</sup>), y el Wakers-Liu CQ, basado en la cuantificación de perfiles circunferenciales de la Universidad de Yale (Kirac et al<sup>92</sup>), recientemente modificado con un sistema híbrido<sup>93</sup>.

### Valores de referencia

Diversos autores han publicado los valores de referencia obtenidos con la *gated*-SPECT<sup>94-96</sup>, utilizando todos ellos individuos con baja prevalencia de enfermedad coronaria, con un estudio de perfusión miocárdica negativo. Las diferencias encontradas en estos valores se han relacionado fundamentalmente con la edad, el sexo, los parámetros hemodinámicos y las condiciones demográficas de la población estudiada<sup>97</sup>, como también, en función de los protocolos de estudio establecidos<sup>98</sup> y el método de cuantificación utilizado.

Otro dato a tener en cuenta es el del protocolo de adquisición, ya que no serán comparables valores de *gated*-SPECT obtenidos postesfuerzo en comparación con los obtenidos en reposo (en función de la dosis usada)<sup>99</sup>.

#### Punto clave 8

Permite la obtención de los parámetros cuantitativos de función ventricular y volúmenes tanto postestrés como en reposo.

En particular, los resultados obtenidos por nuestro grupo con <sup>99m</sup>Tc-tetrofosmina *gated*-SPECT utilizando el método QGS en una muestra de 44 voluntarios sanos, muestran un rango de normalidad similar al obtenido por Case et al<sup>100</sup> empleando <sup>201</sup>Tl *gated*-SPECT en una población con menos del 5 % de probabilidad de padecer enfermedad de arterial coronaria, y también similar al de Ababneh et al<sup>94</sup>, con sólo unas ligeras diferencias de FE y volúmenes ventriculares por grupos de sexo y edad. Para una correcta comparación, los valores de los volúmenes ventriculares deben corregirse por la superficie corporal. Así, el límite inferior de normalidad para la FE es de 50 %, el límite superior de normalidad para el VTD es de 134 ml (76 ml/m<sup>2</sup>) y para el VTS es de 60 ml (34 ml/m<sup>2</sup>) (tabla 5).

### Reproducibilidad

Everaert et al<sup>101</sup> aplicaron este método a las tomogramas con tetrofosmina realizadas en 50 pacientes, consiguiendo una excelente reproducibilidad intra e interobservador. En 30 de ellos se obtuvo una correlación muy buena ( $r = 0,93$ ) con los valores obtenidos en una ventriculografía isotópica de equili-

brío. No se observó una tendencia significativa a la infra o sobrestimación sistemática y la desviación estándar de las diferencias entre ambas exploraciones fue del 3,1 %.

Es conocido que la exactitud de la valoración de la FE está relacionada con el número de imágenes que forman la curva de volumen ventricular<sup>102</sup>. La ventriculografía isotópica en equilibrio emplea de 24 a 32 imágenes/ciclo, lo que proporciona una resolución espacial de unos 25 ms, idónea para determinar con precisión los instantes de máximo llenado (telediástole) y vaciado (telesístole), y las velocidades máximas de llenado y vaciado ventricular. Estas características son, actualmente, inalcanzables para la *gated*-SPECT con trazadores de perfusión, pero los estudios comparativos muestran una excelente concordancia con la ventriculografía isotópica<sup>85,103</sup> y con otras técnicas de imagen<sup>86</sup> en cuanto a los cálculos de volúmenes y FE. Existe escasa experiencia respecto a la obtención de otros parámetros derivados de la curva de volumen ventricular, especialmente de los parámetros de función diastólica<sup>104</sup>.

Debido a las limitaciones de la resolución espacial de los sistemas de SPECT, se hace difícil la determinación exacta de los espesores de pared miocárdica<sup>89</sup>, en particular en los corazones de pequeño tamaño con volúmenes sistólicos menores de 50 ml.

**Punto clave 9**

*El efecto del volumen parcial de las imágenes adquiridas y procesadas se acentúa con los volúmenes ventriculares pequeños, y más en la sístole, dando valores de FE muy elevados.*

Cuando las paredes miocárdicas del VI engrosan y se desplazan hacia el centro de la cavidad en la telesístole, existe una superposición de cuentas a la que contribuyen todas las paredes, haciéndose significativo el fenómeno de la radiación dispersa, lo cual implica que el VTS calculado pueda ser significativamente menor que el volumen real, sobreestimándose la FE<sup>105</sup>.

En cambio, las alteraciones del ritmo cardíaco dan menos alteraciones de los parámetros calculados, sobre todo por estar filtradas durante la adquisición. Así, las arritmias completas generan unos ciclos irregulares que disminuyen la consistencia de los datos cuantitativos<sup>106</sup> y los bloqueos de rama artefactan levemente la contractilidad y el engrosamiento sistólico.

**Punto clave 10**

*Las alteraciones del ritmo cardíaco afectan poco a los parámetros cuantitativos de la gated-SPECT. Pueden usarse en arritmia completa por fibrilación auricular si aumentamos la tolerancia R-R del ECG al 90 % en la adquisición.*

A pesar de las limitaciones descritas, la metodología de la *gated*-SPECT de perfusión miocárdica es muy consistente, con gran reproducibilidad y exactitud en los datos cuantitativos intraensayo<sup>107,108</sup> e interensayo<sup>109</sup> (tabla 6).

**Punto clave 11**

*La automatización completa del procesado da lugar a la máxima reproducibilidad interobservador e interensayo.*

**Tabla 6**

VARIABILIDAD INTEROBSERVADOR E INTERENSAYO DE LOS PARÁMETROS CUANTITATIVOS OBTENIDOS CON LA *GATED*-SPECT DE PERFUSIÓN MIOCÁRDICA, EXPRESADOS COMO COEFICIENTE DE VARIACIÓN

	Referencia		n	Variabilidad interobservador	Variabilidad interensayo
FE	Everaert et al <sup>101</sup>	V. izquierdo	116	4,50 %	4,70 %
	Aguadé Bruix et al <sup>53</sup>	V. izquierdo	43	0,50 %	2,00 %
VTD	Germano et al <sup>107</sup>	V. izquierdo	661	7,90 %	–
	Thorley et al <sup>109</sup>	V. izquierdo	75	–	10 %
	Aguadé Bruix et al <sup>53</sup>	V. izquierdo	43	1,90 %	4,50 %
VTS	Germano et al <sup>107</sup>	V. izquierdo	661	7,20 %	–
	Thorley et al <sup>109</sup>	V. izquierdo	75	–	13 %
	Aguadé Bruix et al <sup>53</sup>	V. izquierdo	43	0,50 %	3,40 %

FE: fracción de eyección; VTD: volumen telediastólico; VTS: volumen telesistólico; V: ventrículo.

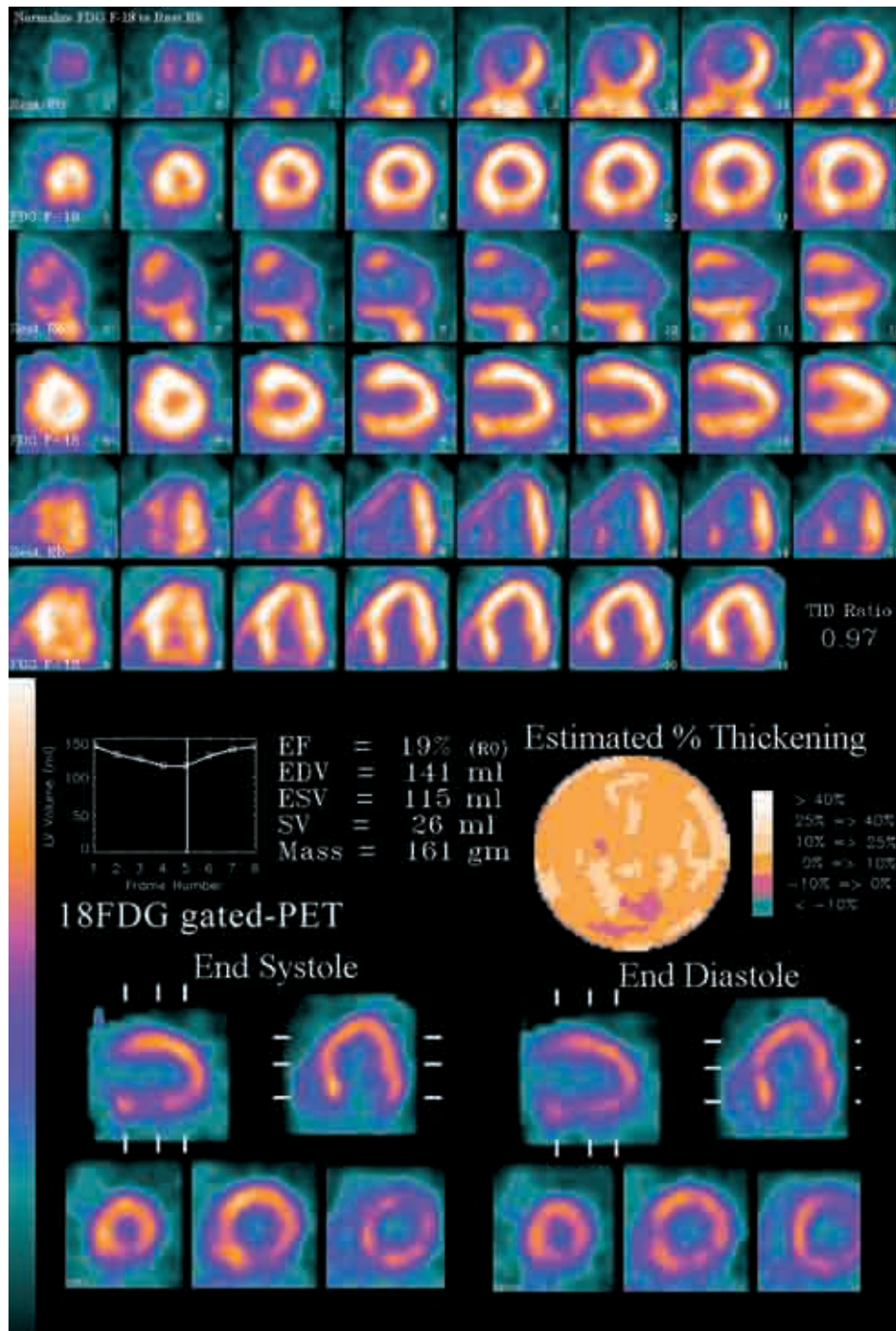


FIG. 5.—Metodología del cálculo de la fracción de eyección de la gated-PET de perfusión miocárdica con la metodología de Emory Cardiac Toolbox.

## GATED-PET

### Metodología

También los estudios de PET disponen de adquisición con sincronización con la onda R del ECG, con

lo que es posible obtener información cualitativa y cuantitativa de la función ventricular izquierda, de la contractilidad y del engrosamiento del VI<sup>110-113</sup>.

Usualmente en los estudios de *gated*-PET se utiliza la misma metodología que en los estudios de *gated*-SPECT, con la ventaja de que la PET tiene una

mayor resolución espacial y de contraste. Así, las imágenes son menos afectadas por el efecto del volumen parcial y permiten una mejor definición de los bordes del VI (fig. 5).

**Punto clave 12**

*La mejor resolución espacial de la gated-PET da lugar a menores artefactos por el efecto del volumen parcial.*

Los parámetros funcionales que pueden valorarse en los estudios *gated*-PET son la FE, el VTD y el VTS; además de estos parámetros es posible obtener la masa cardíaca en gramos<sup>114</sup>. Todo esto añadido a los estudios PET cuantitativos de flujo sanguíneo miocárdico global y/o regional que puede obtenerse con los análisis compartimentales.

La adquisición de los estudios de *gated*-PET es posible tanto con los trazadores de perfusión (<sup>13</sup>N-amonio, <sup>15</sup>O-agua, <sup>82</sup>Rb)<sup>114,115</sup> como con los trazadores metabólicos (<sup>18</sup>F-FDG)<sup>110-113,116-120</sup>.

Existe una amplia experiencia en la adquisición de los estudios de *gated*-PET, específicamente usando <sup>13</sup>N-amonio (dosis de 600-750 MBq/16-20 mCi) o <sup>82</sup>Rb (dosis de 1.300-2.000 MBq/35-55 mCi), que pueden realizarse tanto en reposo como durante el estrés, y usando FDG (dosis de 370 MBq/10 mCi), habiéndose validado los parámetros funcionales derivados del *gated*-FDG-PET en comparación con la

resonancia magnética nuclear<sup>115</sup> y con la ventriculografía de contraste<sup>113</sup>.

**Valores de referencia**

Hickey et al<sup>121</sup> han estudiado un grupo de 12 voluntarios sanos (edad media: 28 ± 8 años) mediante la administración endovenosa de 600 MBq de <sup>13</sup>N-amonio, realizando un estudio dinámico de 6 minutos de duración seguido por un estudio sincronizado de 13 minutos, a razón de 8 imágenes/ciclo. Los estudios fueron procesados con el ECT, obteniendo una FE de 61 ± 6 %, un VTD de 89 ± 25 ml, un VTS de 37 ± 15 ml y una masa cardíaca de 116 ± 18 g (tabla 7).

**Reproducibilidad**

En un estudio comparativo con la ventriculografía de contraste fueron incluidos 30 pacientes en los que se obtuvo la función ventricular por *gated*-PET con FDG y por ventriculografía de contraste en el transcurso de una semana; estos pacientes además eran portadores de una enfermedad coronaria multivaso, extensas áreas de hipometabolismo y disfunción ventricular izquierda. La correlación entre ambos procedimientos fue buena: 0,83 (y = 1,1x + 2,4; SEE = 5,9 %)<sup>113</sup>.

La tabla 8 muestra las variaciones intraobservador<sup>121</sup> obtenidas con la metodología del ECT. No hay literatura sobre los valores de referencia, pero podrían

**Tabla 7**

VALORES DE REFERENCIA DE LA FE Y VOLÚMENES VENTRICULARES CON LA *GATED*-PET DE <sup>13</sup>N-AMONIO PARA PERFUSIÓN MIOCÁRDICA

	Referencia		n	Media ± DE	Límite normal
FE	Hickey et al <sup>121</sup>	V. izquierdo	12	61 % ± 6	–
IVTD			12	47 ± 11 ml/m <sup>2</sup>	–
IVTS			12	19 ± 6 ml/m <sup>2</sup>	–

DE: desviación estándar; FE: fracción de eyección; IVTD: índice de volumen telediastólico; IVTS: índice de volumen telesistólico; V: ventrículo.

**Tabla 8**

VARIABILIDAD INTEROBSERVADOR E INTERENSAYO DE LOS PARÁMETROS CUANTITATIVOS OBTENIDOS CON LA *GATED*-PET DE <sup>13</sup>N-AMONIO PARA PERFUSIÓN MIOCÁRDICA, EXPRESADOS COMO COEFICIENTE DE VARIACIÓN

	Referencia		n	Variabilidad interobservador	Variabilidad interensayo
FE	Hickey et al <sup>121</sup>	V. izquierdo	10	3,10 %	–
VTD			10	9 %	–
VTS			10	8,40 %	–

FE: fracción de eyección; VTD: volumen telediastólico; VTS: volumen telesistólico; V: ventrículo.

derivarse de las metodologías empleadas con *gated*-SPECT (QGS, ECT...).

La comparación entre la *gated*-PET y la *gated*-SPECT en los mismos paciente es muy buena, si bien existen menos artefactos con la primera<sup>122</sup>.

Se han comparado los resultados cuantitativos con la resonancia magnética nuclear cardíaca, obteniéndose muy buena correlación para la FE ( $r = 0,96$ ) y algo menos óptima para los volúmenes ventriculares (VTD:  $r = 0,91$ , y VTS:  $r = 0,94$ )<sup>123</sup>.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Strauss HW, Zaret BL, Hurley PJ, Natarajan TK, Pitt B. A scintigraphic method for measuring left ventricular ejection fraction in man without cardiac catheterization. *Am J Cardiol.* 1971;28:575-80.
2. Parker JA, Secker-Walker R, Hill R, Siegel BA, Potchen EJ. A new technique for the calculation of left ventricular ejection fraction. *J Nucl Med.* 1972;13:649-51.
3. Bacharach SL, Green MV, Borer JS, Douglas MA, Ostrow HG, Johnston GS. A real-time system for multi-image gated cardiac studies. *J Nucl Med* 1977;18:79-84.
4. Wackers FJTh. First-pass radionuclide angiocardiology. En: Gerson MC, editor. *Cardiac nuclear medicine.* New York: McGraw-Hill; 1987. p. 53-66.
5. Aguadé-Bruix S. Ventriculografía isotópica en primer paso. En: Candell J, Ortega D, editores. *Cardiología nuclear.* Barcelona: Doyma; 1992. p.120-34.
6. Mena I, Narahara KA, Maublant JC, Brizendine M, Criley JM. Simultaneous maximal exercise radionuclide angiography and thallium stress perfusion imaging. *Am J Cardiol.* 1984;53:812-7.
7. Hauser W, Alkins HL, Nelson KG, et al. Technetium-DTPA: a new radiopharmaceutical for brain and kidney scanning. *Radiology.* 1970;94:679-84.
8. Friedman JD, Berman DS, Borges-Neto S, Hayes SW, Johnson LL, Nichols KJ, et al. Quality Assurance Committee of the American Society of Nuclear Cardiology. First-pass radionuclide angiography. *J Nucl Cardiol.* 2006;13:42-55.
9. Jengo JA, Oren V, Conant R, et al. Effects of maximal exercise stress on left ventricular function in patients with coronary artery disease using first pass radionuclide angiocardiology. *Circulation.* 1979;59:60-7.
10. Kuruc A, Traves S, Parker JA, et al. Radionuclide angiocardiology: an improved deconvolution technique for improvement after suboptimal bolus injection. *Radiology.* 1983;148:233-8.
11. Dyamond DS, Halama J, Schmidt DH. Right anterior oblique first-pass radionuclide ejection fractions: effects of temporal smoothing and various background corrections. *J Nucl Med.* 1982;23:1-7.
12. Goris ML, Baum D, Wallington J, Kriss JP. Nuclear angiocardiology: automated selection of regions of interest for generation of time-activity curves and parametric image display and interpretation. *Clin Nucl Med.* 1976;1:99-107.
13. Gal R, Grenier RP, Schmidt DH, Port SC. Background correction in first-pass radionuclide angiography: comparison of several approaches. *J Nucl Med.* 1986;27:1480-6.
14. Ratner SJ, Huang PJ, Friedman MI, Pierson RN Jr. Assessment of right ventricular anatomy and function by quantitative radionuclide ventriculography. *J Am Coll Cardiol.* 1989;13:354-9.
15. Hurwitz RA, Treves S, Kuruc A. Right ventricular and left ventricular ejection fraction in paediatric patients with normal hearts: first-pass radionuclide angiocardiology. *Am Heart J.* 1984;107:726-32.
16. Jengo JA, Mena I, Blaufuss A, Criley JM. Evaluation of left ventricular function (ejection fraction and segmental wall motion) by single pass radioisotope angiography. *Circulation.* 1978;57:326-32.
17. Giubbini R, Metra M, Guerra P, et al. Diagnostic accuracy of rest-exercise first pass ventriculography with a fast single crystal gamma camera in detecting coronary artery disease. Study of a group of male subjects without previous myocardial infarction. *Eur J Nucl Med.* 1987;13:213-20.
18. Iskandrian AS, Verani MS. Radionuclide angiography. En: *Nuclear cardiac imaging: principles and applications.* Philadelphia: FA Davis Company; 1995. p. 144-218.
19. Iskandrian AS, Segal BL, Kane SA, et al. Assessment of left ventricular function by first-pass radionuclide angiography in patients with poor left ventricular function. *Cathet Cardiovasc Diagn.* 1982;8:163-71.
20. Wackers FJTh. Radionuclide techniques for assessment of cardiac function of man and techniques in cardiovascular physiology. En: Linden RJ, editor. *Techniques in life science physiology,* vol P3/11. County Clare, Ireland: Elsevier; 1984. p. 321-6.
21. Borer JS, Bacharach SL, Green MV, et al. Real-time radionuclide cineangiography in the non-invasive evaluation of global and regional left ventricular function at rest and during exercise in patients with coronary-artery disease. *N Engl J Med.* 1977;296:839-44.
22. Candell Riera J, Ortega Alcalde D, Castell Conesa J. Ventriculografía isotópica (I). Fracción de eyección ventricular global y segmentaria. *Med Clin (Barc).*1985;85:154-60.
23. Ortega D. Ventriculografía isotópica en equilibrio. En: Candell J, Ortega D, editores. *Cardiología nuclear.* Barcelona: Doyma; 1992;135-47.
24. Bauer R, Haluszczynski H, Langhammer H, et al. *In vivo/in vitro* labeling of red blood cells with 99mTc. *Eur J Nucl Med.* 1983;8:218-24.
25. Hegge FN, Hamilton GW, Larson SM, et al. Cardiac chamber imaging: a comparison of red blood cells labeled with Tc-99m *in vitro* and *in vivo.* *J Nucl Med.* 1978;19:122-34.
26. Srivastava SC, Straub RF. Blood cell labeling with 99mTc: progress and perspectives. *Semin Nucl Med.* 1990;20:41-51.
27. Subramanian KM. Cardiac blood-pool tracers. *J Nucl Med.* 1991;32:480-3.
28. Bacharach SL, Bonow RO, Green MV. Comparison of fixed and variable temporal resolution methods for creating gated cardiac blood-pool image sequences. *J Nucl Med.* 1990;31:38-42.
29. Juni JE, Chen CC. Effects of gating modes on the analysis of left ventricular function in the presence of heart rate variation. *J Nucl Med.* 1988;29:1272-8.
30. Steckley RA, Kronenberg MW, Born ML, et al. Radionuclide ventriculography: evaluation of automated and visual methods for regional wall motion analysis. *Radiology.* 1982;142:179-82.
31. Okada RD, Kirshenbaum HD, Kushner FG, et al. Observer variance in the qualitative evaluation of the left ventricular wall motion and the quantification of the left ventricular ejection fraction using rest and exercise multigated blood pool imaging. *Circulation.* 1980;61:128-30.
32. Gibbons RJ, Morris KG, Lee K, Coleman RE, Cobb FR. Assessment of regional left ventricular function using gated radionuclide angiography. *Am J Cardiol.* 1984; 54:294-300.

33. Chang W, Henkin RE, Hale DH, Hall D. Methods for detection of left ventricular edges. *Semin Nucl Med.* 1980;10:39-53.
34. Goris ML, McKillop JH, Briand PA. A fully automated determination of the left ventricular region of interest in nuclear angiography. *Cardiovasc Intervent Radiol.* 1981;4:117-21.
35. Nelson AD, Muswick GJ, Muzic RF, et al. A robust edge detection method for gated radionuclide ventriculograms. *J Nucl Med.* 1996;37:685-9.
36. Massardo T, Gal RA, Grenier RP, Schmidt DH, Port SC. Left ventricular volume calculation using a count-based ratio method applied to multigated radionuclide angiography. *J Nucl Med.* 1990;31:450-6.
37. Maurer AH, Siegel JA, Denenberg BS, et al. Absolute left ventricular volume from gated blood pool imaging with use of esophageal transmission measurement. *Am J Cardiol.* 1983;51:853-8.
38. Estorch M, Carrió I, Artigas A, et al. Volúmenes ventriculares absolutos y gasto cardíaco en reposo y esfuerzo mediante ventriculografía isotópica. *Rev Esp Med Nuclear.* 1987;6:49-54.
39. Links JM, Becker LC, Shindedecker JG, et al. Measurement of absolute left ventricular volume from gated blood pool studies. *Circulation.* 1982;65:82-90.
40. Verani MS, Gaeta J, LeBlanc AD, et al. Validation of left ventricular volume measurements by radionuclide angiography. *J Nucl Med* 1985;26:1394-401.
41. Zaret BL, Battler A, Berger HJ, et al. Report of the Joint International Society and Federation of Cardiology/World Health Organization Task Force on Nuclear Cardiology. *Eur Heart J.* 1984;5:850-63.
42. Castell J. Determinación de volúmenes ventriculares. En: Candell J, Ortega D, editores. *Cardiología nuclear.* Barcelona; Doyma; 1992. p. 148-62.
43. Manno BV, Iskandrian AS, Hakki AH. Right ventricular function: methodologic and clinical considerations in noninvasive assessment. *J Am Col Cardiol.* 1984;3:1072-81.
44. Konstam MA, Kahn PC, Curran BH, et al. Equilibrium (gated) radionuclide ejection fraction measurement in the pressure or volume overloaded right ventricle. Comparison of three methods. *Chest.* 1984;86:681-7.
45. Cohen M, Fuster V. What do we gain from the analysis of right ventricular function? *J Am Col Cardiol.* 1984;3:1082-4.
46. Maddahi J, Berman D, Matsuoka DT, et al. A new technique for assessing right ventricular ejection fraction using rapid multiple gated equilibrium cardiac blood pool scintigraphy. Description, validation and findings in chronic coronary artery disease. *Circulation.* 1979;60:581-9.
47. Christian PE, Nortmann CA, Taylor A. Comparison of fully automated and manual ejection fraction calculations. Validation and pitfalls. *J Nucl Med.* 1985;26:775-82.
48. Hains ADB, Al-Khawaja I, Hinge DA, et al. Radionuclide left ventricular ejection fraction: a comparison of three methods. *Br Heart J.* 1987;57:242-6.
49. Wackers FJTh, Berger HJ, Johnstone DE, et al. Multiple gated cardiac blood pool imaging for left ventricular ejection fraction: validation of the technique and assessment of variability. *Am J Cardiol.* 1979;43:1159-66.
50. Upton MT, Rerych SK, Newman GE, et al. The reproducibility of radionuclide angiographic measurements of left ventricular function in normal subjects at rest and during exercise. *Circulation.* 1980;62:126-32.
51. Bellenger NG, Burgess MI, Ray SG, et al. Comparison of left ventricular ejection fraction and volumes in heart failure by echocardiography, radionuclide ventriculography and cardiovascular magnetic resonance. Are they interchangeable? *Eur Heart J.* 2000;21:1387-96.
52. Jeremy R, Tokuyasu Y, Choong CYP, et al. The reproducibility of nongeometric analysis of cardiac output and left ventricular volume by radionuclide angiography. *Am Heart J.* 1985;110:1020-6.
53. Aguadé Bruix S, Ortega Alcalde D. Estudio de la función ventricular. En: Candell Riera J, Castell Conesa J, Aguadé Bruix S, editores. *Cardiología nuclear en la práctica clínica.* Madrid: Ed. Aula Médica; 2003. p. 135-86.
54. Botvinick EH, O'Connell JW, Kadkade PP, et al. Potential added value of three-dimensional reconstruction and display of single photon emission computed tomographic gated blood pool images. *J Nucl Cardiol.* 1998;5:245-55.
55. Van Krieking SD, Berman DS, Germano G. Automatic quantification of left ventricular ejection fraction from gated blood pool SPECT. *J Nucl Cardiol.* 1999;6:498-506.
56. Germano G, Krieking SV, Berman DS. Quantitative gated blood pool SPECT. En: Germano G, Berman DS, editors. *Clinical gated cardiac SPECT.* New York: Futura Publishing Company; 1999. p. 339-47.
57. Groch MW, Schippers DJ, Marshall RC, et al. A quantitative program for gated blood pool SPECT imaging. *Clin Nucl Med.* 1991;16:71 (abstract).
58. Groch MW, Schippers DJ, Marshall RC, Groch PJ, Erwin WD. Quantitative gated blood pool SPECT: analysis of 3-dimensional models for the assessment of regional myocardial wall motion. *J Nucl Cardiol.* 2002;9:271-84.
59. Vanhove C, Franken PR, Defrise M, Momen A, Everaert H, Bossuyt A. Automatic determination of left ventricular ejection fraction from gated blood-pool tomography. *J Nucl Med.* 2001;42:401-7.
60. Harel F, Finnerty V, Ngo Q, Grégoire J, Khairy P, Thibault B. SPECT versus planar gated blood pool imaging for left ventricular evaluation. *J Nucl Cardiol.* 2007;14:544-9.
61. De Bondt P, Nichols KJ, De Winter O, De Sutter J, Vanderheyden M, Akinboboye OO, et al. Comparison among tomographic radionuclide ventriculography algorithms for computing left and right ventricular normal limits. *J Nucl Cardiol.* 2006;13:675-84.
62. Corbett JR. Gated blood-pool SPECT. En: DePuey EG, Berman DS, Garcia EV, editors. *Cardiac SPECT imaging.* New York: Raven Press; 1995. p. 257-73.
63. Barlett MC, Srinivasan G, Barker WC, et al. Left ventricular ejection fraction: comparison of results from planar and SPECT gated blood-pool studies. *J Nucl Med.* 1996;37:1795-9.
64. Groch MW, DePuey EG, Belzberg AC, et al. Planar imaging versus gated blood-pool SPECT for the assessment of ventricular performance: a multicenter study. *J Nucl Med.* 2001;42:1773-9.
65. Bartlett ML, Seaton D, McEwan L, Fong W. Determination of right ventricular ejection fraction from reprojected gated blood pool SPECT: comparison with first-pass ventriculography. *Eur J Nucl Med.* 2001;28:608-13.
66. Mariano-Goulart D, Piot C, Boudousq V, et al. Routine measurements of left and right ventricular output by gated blood pool emission tomography in comparison with thermodilution measurements: a preliminary study. *Eur J Nucl Med.* 2001;28:506-13.
67. Nichols K, Saouaf R, Ababneh AA, et al. Validation of SPECT equilibrium radionuclide angiographic right ventricular parameters by cardiac magnetic resonance imaging. *J Nucl Cardiol.* 2002;9:226-8.
68. Vourvouri EC, Poldermans D, Bax JJ, et al. Evaluation of left ventricular function and volumes in patients with ischaemic cardiomyopathy: gated single-photon emission computed tomog-

- raphy versus two-dimensional echocardiography. *Eur J Nucl Med.* 2001;28:1610-5.
69. Daou D, Harel F, Helal BO, et al. Electrocardiographically gated blood-pool SPECT and left ventricular function: comparative value of 3 methods for ejection fraction and volume estimation. *J Nucl Med.* 2001;42:1043-9.
  70. Nakajima K, Higuchi T, Taki J, Kawano M, Tonami N. Accuracy of ventricular volume and ejection fraction measured by gated myocardial SPECT: comparison of 4 software programs. *J Nucl Med.* 2001;42:1571-8.
  71. Mariano-Goulart D, Collet H, Kotzki PO, et al. Semi-automatic segmentation of gated blood pool emission tomographic images by watersheds: application to the determination of right and left ejection fractions. *Eur J Nucl Med.* 1998;25:1300-7.
  72. Vilain D, Daou D, Casset-Senon D, et al. Optimal 3-dimensional method for right and left ventricular Fourier phase analysis in electrocardiography-gated blood pool SPECT. *J Nucl Cardiol.* 2001;8:371-8.
  73. Chin BB, Bloomgarden DC, Xia W, et al. Right and left ventricular volume and ejection fraction by tomographic gated blood-pool scintigraphy. *J Nucl Med.* 1997;38:942-8.
  74. Kasama S, Toyama T, Hoshizaki H, et al. Dobutamine gated blood pool scintigraphy predicts the improvement of cardiac sympathetic nerve activity, cardiac function, and symptoms after treatment in patients with dilated cardiomyopathy. *Chest.* 2002;122:542-8.
  75. Clements IP, Brinkmann B, Mullan BP, O'Connor MK, Breen JF, McGregor CGA. Operator-interactive method for simultaneous measurement of left and right ventricular volumes and ejection fraction by tomographic electrocardiography-gated blood pool radionuclide ventriculography. *J Nucl Cardiol.* 2006;13:50-63.
  76. Daou D, Van Kriekinge SD, Coaguila C, et al. Automatic quantification of right ventricular function with gated blood pool SPECT. *J Nucl Cardiol.* 2004;11:293-304.
  77. Daou D, Coaguila C, Benada A. Comparison of interstudy reproducibility of equilibrium electrocardiography-gated SPECT radionuclide angiography versus planar radionuclide angiography for the quantification of global left ventricular function. *J Nucl Cardiol.* 2006;13:233-43.
  78. Berman DS, Germano G, Kiat H, Friedman J. Simultaneous perfusion/function imaging. *J Nucl Med.* 1995;2: 271-3 (editorial).
  79. Chua T, Kiat H, Germano G, et al. Gated technetium-99m sestamibi for simultaneous assessment of stress myocardial perfusion, postexercise regional ventricular function and myocardial viability: correlation with echocardiography and rest thallium-201 scintigraphy. *J Am Coll Cardiol.* 1994;23:1107-14.
  80. DePuey EG, Nichols K, Dobrinsky C. Left ventricular ejection fraction assessed from gated technetium-99m-sestamibi SPECT. *J Nucl Med.* 1993;34:1871-6.
  81. Faber TL, Cooke CD, Folks RD, et al. Left ventricular function and perfusion from gated SPECT perfusion images: an integrated method. *J Nucl Med.* 1999;40:650-9.
  82. Goris ML, Thompson C, Maolone L, Franken PR. Modeling the integration of myocardial regional perfusion and function. *Nucl Med Commun.* 1994;15:9-20.
  83. Germano G, Kiat H, Kavanagh PB, et al. Automatic quantification of ejection fraction from gated myocardial perfusion SPECT. *J Nucl Med.* 1995;36:2138-47.
  84. Germano G, Kavanagh PB, Waechter P, et al. A new algorithm for the quantitation of myocardial perfusion SPECT. I: technical principles and reproducibility. *J Nucl Med.* 2000;41:712-9.
  85. Nichols K, DePuey EG, Rozanski A. Automation of gated tomographic left ventricular ejection fraction. *J Nucl Cardiol.* 1996;3:475-82.
  86. Gunning MG, Anagnostopoulos C, Davies G, Forbat SM, Ell PJ, Underwood SR. Gated technetium-99m-tetrofosmin SPECT and cine MRI to assess left ventricular contraction. *J Nucl Med.* 1997; 38:438-42.
  87. Germano G, Erel J, Kiat H, Kavanagh PB, Berman DS. Quantitative LVEF and qualitative regional function from gated thallium-201 perfusion SPECT. *J Nucl Med.* 1997; 38:749-54.
  88. García Ev, Cooke CD, Van Train K, et al. Technical aspects of myocardial SPECT imaging with Tc-99m sestamibi. *Am J Cardiol.* 1990;66:23-31E.
  89. Eisner RL, Boyer AS, Dunn D, et al. Inherent limitations in wall thickness and mass measurements from SPECT myocardial perfusion scans. *J Nucl Med.* 1989;30:796P (abstract).
  90. Byrd BG, Schiller NB, Botvinick EH, Hidding CB. Normal cardiac dimensions by magnetic resonance imaging. *Am J Cardiol.* 1985;55:1440-2.
  91. Ficaro EP, Quaife RA, Kritzman JN, et al. Accuracy and reproducibility of 3D-MSPECT for estimating left ventricular ejection fraction in patients with severe perfusion abnormalities. *Circulation.* 1999;100:I26 (abstract).
  92. Kirac S, Wackers FJ, Liu YH. Validation of the Yale circumferential quantification method using 201Tl and 99mTc: a phantom study. *J Nucl Med.* 2000;41:1436-43.
  93. Liu YH, Sinusas AJ, Khaimov D, Gebuzza BI, Wackers FJTh. New hybrid count- and geometry-based method for quantification of left ventricular volumes and ejection fraction from ECG-gated SPECT: methodology and validation. *J Nucl Cardiol.* 2005;12:55-65.
  94. Ababneh AA, Sciacca RR, Kim B, Bergmann SR. Normal limits for left ventricular ejection fraction and volumes estimated with gated myocardial perfusion imaging in patients with normal exercise test results: influence of tracer, gender, and acquisition camera. *J Nucl Cardiol.* 2000;7:661-8.
  95. De Bondt P, Van de Wiele C, De Sutter J, De Winter F, De Backer G, Dierckx RA. Age- and gender-specific differences in left ventricular cardiac function and volumes determined by gated SPECT. *Eur J Nucl Med.* 2001;28:620-4.
  96. Alexánder E, Puente A, Lorenzo A, Victoria D. Análisis simultáneo de la perfusión miocárdica y la función ventricular. Valores de normalidad en la población mejicana. *Arch Inst Cardiol Méx.* 2000;70:30-7.
  97. Rozanski A, Nichols K, Yao SS, Malholtra S, Cohen R, DePuey EG. Development and applications of normal limits for left ventricular ejection fraction and volume measurements from 99mTc-sestamibi myocardial perfusion gated SPECT. *J Nucl Med.* 2000;41:1445-50.
  98. Sridhara B, Sochor H, Rigo P, et al. Myocardial single-photon emission computed tomographic imaging with technetium-99m tetrofosmin: stress-rest imaging with same-day and separate-day rest imaging. *J Nucl Cardiol.* 1994;1:138-43.
  99. Ramakrishna G, Miller TD, Hodge DO, O'Connor MKT, Gibbons RJ. Differences in left ventricular ejection fraction and volumes measured at rest and poststress by gated sestamibi SPECT. *J Nucl Cardiol.* 2006;13:668-74.
  100. Case JA, Bateman TM, Moutray KA, et al. Establishing normal limits for LVEF from ECG-gated resting Tl-201 myocardial perfusion SPECT imaging. *J Nucl Cardiol.* 1999;6:S116 (abstract).
  101. Everaert H, Franken PR, Flamen P, Goris M, Momen A, Bossuyt A. Left ventricular ejection fraction from gated SPECT myocardial perfusion studies: a method based on the radial distribution of count rate density across the myocardial wall. *Eur J Nucl Med.* 1996;23:1628-33.



102. Parker DA, Thrall JH, Froelich JW. Radionuclide ventriculography: methods. En: Gerson MC, editor. Cardiac nuclear medicine. New York: McGraw-Hill Book Company;1987. p. 67-84.
103. Mazzanti M, Germano G, Kiat H, Friedman J, Berman DS. Fast technetium 99m-labeled sestamibi gated single-photon emission computed tomography for evaluation of myocardial function. *J Nucl Cardiol.* 1996;3:143-9.
104. Nakajima K, Taki J, Kawano M, et al. Diastolic dysfunction in patients with systemic sclerosis detected by gated myocardial perfusion SPECT: an early sign of cardiac involvement. *J Nucl Med.* 2001;42:183-8.
105. Nakajima K, Taki J, Higuchi T, et al. Gated SPECT quantification of small hearts: mathematical simulation and clinical application. *Eur J Nucl Med.* 2000 27:1372-9.
106. Nichols K, Yao SS, Kamran M, Faber TL, Cooke CD, DePuey EG. Clinical impact of arrhythmias on gated SPECT cardiac myocardial perfusion and function assessment. *J Nucl Cardiol.* 2001;8:19-30.
107. Germano G, Kavanagh PB, Kavanagh JT, Wishner SH, Berman DS, Kavanagh GJ. Repeatability of automatic left ventricular cavity volume measurements from myocardial perfusion SPECT. *J Nucl Cardiol.* 1998;5:477-83.
108. Vallejo E, Chaya H, Plancarte G, Victoria D, Bialostozky D. Variability of serial same-day left ventricular ejection fraction using quantitative gated SPECT. *J Nucl Cardiol.* 2002;9:377-84.
109. Thorley PJ, Smith JM. Repeatability of left ventricular ejection fraction and volume measurement for (99m)Tc-tetrofosmin gated single photon emission computed tomography (SPECT). *Nucl Med Commun.* 2005;26:345-9.
110. García EV, Eisner RL, Patterson RE. What should we expect from cardiac PET? *J Nucl Med.* 1993;6:978-80.
111. García EV, Vansant JP. Assessment of mechanical function as an adjunct to myocardial perfusion/metabolism emission tomography studies. *J Nucl Med.* 1994;6:1005-6.
112. Miller TR, Wallis JW, Landy B, et al. Measurement of global and regional left ventricular function by cardiac PET. *J Nucl Med.* 1994;35:999-1005.
113. Santana CA, Soler M, Cooke CD, et al. Determination of left ventricular ejection fraction (LVEF) from ECG-GATED FDG PET studies: validation with contrast ventriculography. *J Nucl Med.* 2000;41:163P (abstract).
114. Khorsand A, Graf S, Eidherr H, Wadsak W, Kletter K, Sochor H, et al. Gated cardiac 13N-NH3 PET for assessment of left ventricular volumes, mass, and ejection fraction: comparison with electrocardiography-gated 18F-FDG PET. *J Nucl Med.* 2005;46:2009-13.
115. Hofman HA, Knaapen P, Boellaard R, et al. Measurement of left ventricular volumes and function with O-15-labeled carbon monoxide gated positron emission tomography: comparison with magnetic resonance imaging. *J Nucl Cardiol.* 2005;12:639-44.
116. Boyd HL, Gunn RN, Marinho NV, et al. Non-invasive measurement of left ventricular volumes and function by gated positron emission tomography. *Eur J Nucl Med.* 1996;23:1594-602.
117. Porenta G, Kuhle W, Czernin J, et al. Parameter estimation of cardiac geometry by ECG-gated PET imaging: validation using magnetic resonance imaging and echocardiography. *J Nucl Med.* 1995;36:1123-9.
118. Hoffman EJ, Phelps ME, Wisenberg G, et al. Electrocardiographic gating in positron emission tomography. *J Comput Assist Tomogr.* 1979;3:733-9.
119. Hoffmeister HM, Helber U, Franow A, et al. ECG-gated 18F-FDG positron emission tomography. Single test evaluation of segmental metabolism, function, and contractile reserve in patients with coronary artery disease and regional dysfunction. *Inter J Cardiovas Imaging.* 2002;18:363-72.
120. Rajappan K, Livieratos L, Camici PG, et al. Measurement of ventricular volumes and function: a comparison of gated PET and cardiovascular magnetic resonance. *J Nucl Med.* 2002;43:806-10.
121. Hickey KT, Sciacca RR, Bokhari S, et al. Assessment of cardiac wall motion and ejection fraction with gated PET using N-13 ammonia. *Clin Nucl Med.* 2004;29:243-8.
122. Kanayama S, Matsunari I, Kajinami K. Comparison of gated N-13 ammonia PET and gated Tc-99m sestamibi SPECT for quantitative analysis of global and regional left ventricular function. *J Nucl Cardiol.* 2007;14:680-7.
123. Slart RH, Bax JJ, de Jong RM, de Boer J, Lamb HJ, Mook PH, et al. Comparison of gated PET with MRI for evaluation of left ventricular function in patients with coronary artery disease. *J Nucl Med.* 2004;45:176-82.

Autoevaluación de la Formación Continuada  
REVISTA ESPAÑOLA DE MEDICINA NUCLEAR  
Evaluación de la función ventricular  
en Medicina Nuclear

1. ¿Cuál de las siguientes afirmaciones relativas a la ventriculografía isotópica de primer paso no es cierta?
  - A. Las cavidades cardíacas se muestran separadas en el dominio del tiempo.
  - B. Precisa del uso de una alta concentración radiactiva.
  - C. La corta duración del estudio da lugar a emplear unos 45 a 60 ciclos cardíacos para el cálculo de la fracción de eyección.
  - D. Es una buena técnica para el cálculo de la función ventricular derecha.
  
2. Según lo descrito en la adquisición de la ventriculografía isotópica en equilibrio, indique la afirmación falsa:
  - A. La matriz de adquisición es fija (o  $64 \times 64$  o  $128 \times 128$ ).
  - B. El *zoom* de adquisición debe ser fijo (*zoom* de 2) en todas las gammacámaras.
  - C. El número de cuentas totales es el mejor parámetro de calidad del estudio.
  - D. El contraste de la imagen, relación señal/ruido, depende directamente de la eficiencia del marcaje de los hematíes.
  
3. Relativo a la tolerancia del intervalo R-R del ECG en la adquisición, ¿cuál de las siguientes afirmaciones es cierta?
  - A. Igual que el *gated*-SPECT, el nivel de tolerancia debe ser alto.
  - B. Las arritmias interfieren la adquisición, pero las extrasistolias no.
  - C. En el modo "listado", la selección de ciclos se realiza *a posteriori* de la adquisición.
  - D. Si hay arritmia, es mejor el método de fase de segmentación del ciclo cardíaco.
  
4. ¿Cuál es la mejor opción para aumentar la reproducibilidad en la ventriculografía isotópica en equilibrio?
  - A. Realizar siempre el marcaje de hematíes *in vivo*.
  - B. Modificar el *zoom* de adquisición para optimizar el tamaño ventricular en la imagen adquirida.
  - C. Utilizar siempre la adquisición en modo "listado" para poder aprovechar así todos los ciclos cardíacos posibles.
  - D. Usar programas automáticos de procesado.
  
5. ¿Cuál es la situación que mayor beneficio de uso da al *gated*-SPECT de ventriculografía isotópica?
  - A. En paciente con arritmia.
  - B. En pacientes en los que es sumamente difícil hallar la proyección mejor septal en la ventriculografía planar.
  - C. Cuando el marcaje de hematíes no ha sido de gran calidad.
  - D. Siempre hay que usarla.

6. En el *gated*-SPECT de perfusión miocárdica, ¿cuál de las siguientes afirmaciones no es cierta?
- A. La dosis empleada debe ser siempre alta.
  - B. La tolerancia R-R empleada debe ser siempre alta.
  - C. El número de imágenes por ciclo habitual es de 8, pero puede aumentarse a 16.
  - D. Cuando hay arritmia, no debe usarse.
7. ¿Cuál de las afirmaciones referentes a las metodologías genéricas que se usan para la cuantificación del *gated*-SPECT es cierta?
- A. Métodos basados en modelos geométricos que ajustan los contornos ventriculares a un tipo de geometría conocido (elipsoide, cono truncado...).
  - B. Métodos basados en la densidad de cuentas que aprovechan el efecto del volumen parcial para inferir el grado de engrosamiento sistólico.
  - C. Métodos híbridos, que aúnan parte de los modelos geométricos y parte de los basados en densidad de cuentas.
  - D. Todas las anteriores
8. Cuando nos referimos a las variables que pueden variar los valores de referencia de los parámetros cuantitativos del *gated*-SPECT de perfusión miocárdica, ¿cuál de las siguientes variables no afecta al resultado?
- A. El método de cuantificación empleado.
  - B. La edad.
  - C. El empleo de una gammacámara de un solo cabezal.
  - D. Las condiciones demográficas de la población empleada.
9. Con relación a la variabilidad interensayo, ¿cuál de las siguientes afirmaciones no es cierta?
- A. La ventriculografía isotópica en equilibrio es la que la tiene menor.
  - B. Es mejor para la fracción de eyección que para los volúmenes ventriculares.
  - C. Es mejor para el volumen telesistólico que para el telediastólico.
  - D. La ventriculografía isotópica en equilibrio planar tiene menor variabilidad que la *gated*-SPECT de ventriculografía isotópica.
10. Cuando nos referimos al *gated*-PET, ¿cuál de las siguientes afirmaciones no es cierta?
- A. Las imágenes son menos afectadas por el efecto del volumen parcial.
  - B. La PET tiene una mayor resolución espacial.
  - C. Sólo puede realizarse con trazadores de perfusión ( $^{13}\text{N}$ -amonio,  $^{15}\text{O}$ -agua,  $^{82}\text{Rb}$ ) al igual que los *gated*-SPECT de perfusión miocárdica.
  - D. Pueden realizarse adquisiciones *gated*-PET tanto en reposo como durante el estrés.