

**Corrección de artefactos en estudios de perfusión
miocárdica en SPECT, utilizando herramientas de
procesamiento digital de imágenes e inteligencia artificial**

por

Roberto Galli

Tesis de Licenciatura en Diagnóstico por Imágenes
con orientación en Medicina Nuclear



Escuela de Ciencia y Tecnología
Universidad Nacional de General San Martín

Enero de 2008



Tema: "Corrección de artefactos en estudios de perfusión miocárdica en SPECT, utilizando herramientas de procesamiento digital de imágenes e inteligencia artificial"

Alumno: Roberto Galli. LDICC. ECyT. Leg. 6396

Lugar de trabajo: Departamento de Medicina Nuclear de Diagnóstico Médico SRL. Laboratorio de imágenes de la Escuela de Ciencia y Tecnología de la UNSAM

Directora de Tesis: Dra. Rosa Piotrkowski

Co-Directora de Tesis: Lic. Amalia Pérez

Fecha de iniciación: 29 de Junio de 2007

Fecha de finalización: 26 de Enero de 2008

Fecha de examen: 11 de Abril de 2008

Jurado: Dr. Héctor Somacal
Dr. Jorge Camilletti
Dr. Jorge Tocho

Trabajo final de Tesis aprobado por:

Autor

Director

**Director de la Comisión
de Tesis de Licenciatura**



ÍNDICE

I	RESUMEN	6
II	INTRODUCCIÓN	7
	Artefactos en los estudios de perfusión miocárdica	8
	Automatización del procesamiento	9
	Utilización de técnicas de procesamiento digital de imágenes e inteligencia artificial	10
III	OBJETIVOS	11
IV	MATERIAL Y MÉTODOS	12
	Fundamentos	12
	Binarización de las imágenes	12
	Filtrado de las imágenes y transformaciones lineales	13
	Convolución	13
	Detección de bordes	14
	Procesamiento morfológico de las imágenes	18
	Dilatación y erosión	18
	Operaciones de apertura y cierre de las imágenes	19
	Entropía de las imágenes	21
	Segmentación de la imagen	23
	Transformación de distancia	23
	Transformación de watershed	23
	Transformación de Radón	25
	Metodología	28
	Procedimiento	30
	Elección del conjunto de imágenes	31
	Ensayos previos	31
	Sobre los resultados de la detección de bordes y la binarización	32
	Filtro de entropía local	34
	Aplicación	36



Utilización del filtro de entropía local	36
Determinación de los límites de procesamiento	37
Procesamiento morfológico	37
Erosión	37
Binarización de la imagen de entropía local	38
Transformación de distancia	39
Transformación de watershed	39
Segmentación de las imágenes	41
Evaluación con fantoma	42
Perfiles de las imágenes	44
Selección de objetos de la imagen clínica	45
Selección de la imagen cardiaca	46
Selección de la imagen hepática	47
Integración y separación de estructuras	47
Separación de las estructuras miocárdicas	50
Visualización del volumen hepático 3D	51
Obtención de las proyecciones hepáticas	52
La transformada de Radón de la imagen	53
Obtención de las proyecciones	53
Modificación de la actividad hepática	53
Modificación del archivo DICOM	55
Reagrupación de datos	55
Escritura de datos	55
Procesamiento del estudio	59
Evaluación clínica	61
Simulaciones	63
Correcciones en el estudio de simulación	63
V RESULTADOS	66
Resultados de los ensayos previos	66
Resultados sobre el fantoma	67
Resultados sobre el estudio clínico	68
Resultados sobre el estudio de simulación	73
Resultados sobre la corrección en la simulación	77

Tesis de Licenciatura

"Corrección de artefactos en estudios de perfusión miocárdica en SPECT, utilizando herramientas de procesamiento digital de imágenes e inteligencia artificial"



UNSAM
UNIVERSIDAD
NACIONAL DE
SAN MARTÍN



VI	DISCUSIÓN	79
VII	CONCLUSIÓN	80
VIII	BIBLIOGRAFÍA	81



I. RESUMEN

El estudio de perfusión miocárdica con tecnecio-sestamibi en reposo y esfuerzo es uno de los procedimientos radioisotópicos más utilizados en medicina nuclear. Las imágenes de perfusión obtenidas en SPECT, de gran sensibilidad para detectar la enfermedad coronaria, ven reducida su especificidad debido a la aparición ocasional de artefactos. La visualización hepática y captación de actividad subdiafragmática son algunas de las causas de la aparición de artefactos de origen fisiológico que dificultan el diagnóstico clínico de la enfermedad coronaria. Con el objeto de remover la actividad hepática se emplearon herramientas de procesamiento digital de imágenes e inteligencia artificial. La utilización de filtros de entropía local de las imágenes junto a técnicas de segmentación empleando el algoritmo de watershed y técnicas de procesamiento morfológico de las imágenes, permitieron aislar el volumen hepático y reemplazar su actividad por valores cercanos a la actividad de fondo. Se generaron archivos de estudios clínicos conteniendo las proyecciones con la actividad hepática corregida con el fin de ser nuevamente procesados y analizados. Los procedimientos efectuados sobre casos clínicos, validados en fantoma y en estudios de simulación, permitieron observar la desaparición y/o disminución de los artefactos presentes originariamente. La metodología empleada ha permitido la elaboración de procedimientos que pueden ser aplicados satisfactoriamente y de manera automatizada, para corregir las causas de la generación de artefactos, lográndose una evaluación más certera de los estudios clínicos.



II. INTRODUCCIÓN

El estudio de perfusión miocárdica en reposo y esfuerzo (EPM) es uno de los procedimientos radioisotópicos más utilizados para la evaluación de la enfermedad coronaria en nuestro país. En Estados Unidos se realizan alrededor de 6 millones de estudios anuales con prueba de esfuerzo, siendo cada vez más creciente el número de estudios efectuados con apremio farmacológico [1].

El principio fundamental del EPM es la visualización de heterogeneidades regionales del flujo sanguíneo que permitan la evaluación de la enfermedad obstructiva de las arterias coronarias. Esto es posible gracias a la existencia de una relación lineal entre la captación del radiofármaco por parte del músculo cardíaco y el flujo sanguíneo regional.

El talio 201 (^{201}Tl), un análogo del potasio, cuyo mecanismo de captación involucra al sistema Na^+/K^+ ATPasa, fue uno de los isótopos más utilizados para los EPM. Entre sus características principales puede destacarse su alta fracción de extracción relativa inicial en el primer pasaje, con una buena linealidad de respuesta a los diferentes niveles de flujo luego de su administración por vía endovenosa.

El $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MIBI¹ o tecnecio sestamibi, con una fracción de extracción levemente menor a la del cloruro de talio, es captado por medio del mecanismo de difusión pasiva y se concentra en la mitocondria de la célula miocárdica en función de su potencial de membrana. Las alteraciones metabólicas capaces de alterar esta captación, deben necesariamente alterar los potenciales transmembrana, los cuales pueden ser inducidos solo por una intervención química tóxica, o por el contrario, serán debidos a una situación isquémica severa.

Este potencial para evaluar la enfermedad isquémica, junto con su disponibilidad y bajo costo, ha transformado actualmente al tecnecio sestamibi en el radiofármaco de elección para el EPM en nuestro país.

¹ MIBI: 2-Metoxi-Isobutil-Isonitrilo.



Artefactos en los estudios de perfusión miocárdica

Las imágenes de perfusión miocárdica en SPECT¹, de gran sensibilidad para detectar la enfermedad coronaria, ven reducida su especificidad debido a la aparición ocasional de artefactos.

Entre las causas fisiológicas de la aparición de artefactos, podemos mencionar la presencia de altas concentraciones del radiotrazador en órganos subdiafragmáticos como el hígado, estómago e intestino. El ^{99m}Tc-sestamibi es captado por el hígado en mayor o menor medida, concentrándose en vesícula biliar, y pasando luego al intestino delgado. Eventualmente, puede observarse también actividad en estómago, debido a la presencia de reflujo hacia ese órgano luego de la excreción hepática del radiofármaco.

En los estudios realizados bajo apremio farmacológico utilizando dipiridamol², la captación hepática del ^{99m}Tc-sestamibi puede verse más acentuada. Por este motivo se recomienda realizar la adquisición de las imágenes luego de los 45 minutos de la administración del radiotrazador. La ingesta de alimentos ricos en grasas es comúnmente recomendada luego de la inyección endovenosa del radiofármaco, dado que de esta manera se incrementa su eliminación hepática. Sin embargo, su excreción hacia intestino y eventualmente hacia estomago, puede resultar contraproducente debido a la cercanía de estas vísceras con la pared inferior del ventrículo izquierdo (VI).

El aumento de la captación del ^{99m}Tc-sestamibi en el hígado interfiere con la evaluación de la perfusión miocárdica (PM) principalmente de dos maneras:

En primer lugar, puede observarse un aumento aparente de la captación de la cara inferior del VI como resultado de la radiación dispersa proveniente de las estructuras hepáticas adyacentes al miocardio.

¹ SPECT, del inglés: Single Photon Emission Computed Tomography, Tomografía Computada por Emisión de Fotón Único.

² Dipiridamol. Vasodilatador utilizado en las pruebas de apremio farmacológico.



En segundo término, estas mismas estructuras pueden producir una disminución aparente de la captación de la cara inferior del VI debido al efecto producido al utilizar el método de retroproyección filtrada (RPF) para reconstruir las imágenes tomográficas.

Este tipo de artefactos, debido fundamentalmente a la presencia del filtro Ramp en el algoritmo de reconstrucción tomográfica, se presenta con un patrón de distribución que muestra una disminución de la densidad de cuentas en aquellas estructuras aledañas a las zonas de alta concentración de actividad.

Mientras que para otro tipo de inconvenientes se han planteado diversas y variadas soluciones, el problema de la corrección de los artefactos producidos por la hipercaptación hepática no se ha solucionado aún definitivamente debido a su complejidad y variabilidad con cada paciente [2,3].

Automatización del procesamiento

La automatización completa del procesamiento del EPM es necesaria por un número importante de razones. La reproducibilidad de la tarea realizada por un algoritmo de procesamiento automatizado es superior a la realizada por un operador humano, dado que de esta manera puede descartarse el problema de la variabilidad intra e interobservador [4].

La automatización del procesamiento implica, en muchos casos, la elaboración de módulos basados en aplicaciones de inteligencia artificial. De esta manera se intenta automatizar completamente la detección de bordes, la segmentación de los objetos en la imagen, y el análisis e identificación de los mismos con el objeto de determinar los límites del volumen hepático en las tres dimensiones (3D), dentro del volumen de reconstrucción.

La solución mas ampliamente difundida al problema de detección de bordes ha sido el uso de una combinación del operador laplaciano conjuntamente con las técnicas de segmentación por umbral. El operador laplaciano es aplicado a la imagen en sentido horizontal, vertical y eventualmente en dirección diagonal, siendo el ruido



estadístico una de las mayores dificultades para la aplicación de este método debido a la creación de bordes espurios.

Esta metodología requiere además, de procesamientos posteriores que resuelvan el problema de la discontinuidad de los bordes y el de la extensión del espesor de los mismos a medidas cercanas al tamaño del píxel¹.

Recientemente se han propuesto algoritmos de detección de bordes que incorporan el conocimiento sobre la localización, forma y complejidad de las estructuras involucradas en la totalidad del dominio de la imagen.

Utilización de técnicas de procesamiento digital de imágenes e inteligencia artificial

Se ha propuesto para el presente trabajo el uso de técnicas de procesamiento digital de imágenes (PDI) e inteligencia artificial (IA)

Las técnicas de PDI son cada vez mas utilizadas en el procesamiento de imágenes de diagnóstico clínico, siendo la medicina nuclear una de las primeras especialidades médicas en incorporarlas a la rutina asistencial. Entre sus mayores aplicaciones podemos mencionar a los algoritmos de reconstrucción tomográfica, técnicas de detección de bordes, segmentación de objetos, y análisis y cuantificación de los mismos [5,6].

Las técnicas de IA han sido igualmente utilizadas en el campo del diagnóstico por imágenes [7-12]. Las aplicaciones utilizadas en el presente trabajo se basan en la incorporación de módulos de procesamiento que contienen una serie de reglas utilizadas tanto para incorporar conocimiento, como así también para participar en la toma de decisiones. Este tipo de reglas son generalmente expresadas en la forma de instrucciones condicionales simples, donde si determinada condición está presente, entonces determinada acción será tomada.

¹ Píxel, del inglés: Picture Element.



III. OBJETIVOS

El objetivo del presente trabajo es el análisis y corrección de los artefactos producidos por la hipercaptación hepática en los estudios de perfusión miocárdica realizados con ^{99m}Tc -MIBI en esfuerzo y reposo en SPECT. Para ello, se propone la utilización de herramientas de procesamiento digital de imágenes e inteligencia artificial.

En la implementación del mismo se plantea remover la actividad hepática en los estudios de perfusión miocárdica con ^{99m}Tc -MIBI en reposo y esfuerzo, reemplazándola por los valores correspondientes a la actividad de fondo con el objeto de corregir los artefactos que dificultan evaluar clínicamente la perfusión del músculo cardíaco.



IV. MATERIAL Y MÉTODOS

Fundamentos

Binarización de las imágenes

La imagen binaria es un tipo de imagen digital donde cada píxel puede tomar solo uno de dos valores posibles de intensidad, es decir, cero o uno. Este tipo de imágenes son generalmente representadas en blanco y negro.

La binarización de la imagen es un proceso de segmentación que tiene por misión separar los objetos de interés, de aquellos otros que componen la imagen de fondo, preservando las características esenciales de la imagen original.

En el proceso de binarización, una imagen de intensidad de grises es convertida a imagen binaria a partir de la elección de un valor de umbral T , donde a cada píxel de la imagen de intensidad de grises con valor mayor al del umbral se le asignará el valor de uno, asignándosele a los píxeles restantes el valor de cero.

$$g(x, y) = \begin{cases} 1, & \text{si } f(x, y) > T \\ 0, & \text{si } f(x, y) \leq T \end{cases} \quad (1)$$

El programa MATLAB utiliza la función "im2bw" para convertir una imagen de intensidad de grises a su forma binaria, basándose para ello en la utilización de un determinado valor de umbral [13].

$$\begin{aligned} T &= \text{graythresh}(I); \\ BW &= \text{im2bw}(I, T); \end{aligned} \quad (2)$$

La función "im2bw" produce una imagen binaria a partir de una imagen de intensidad de grises o imagen color RGB y utiliza un valor de umbral para convertir



la imagen de entrada (I) en la imagen de salida (BW). La imagen binaria toma valores 1 (blanco) para todos los píxeles en la imagen de entrada con intensidad mayor que el valor de umbral, y toma valor 0 (negro) en el resto de los píxeles de la imagen. El valor de umbral es expresado en el rango [0,1] independientemente del tipo de imagen de entrada.

$T = \text{graythresh}(I)$ calcula un umbral global utilizado para convertir una imagen de tonos de grises en imagen binaria utilizado "im2bw". El valor "T" es un valor normalizado en el rango de [0, 1]. La función "graythresh" utiliza el método de Otsu para el cálculo de umbral [14].

Filtrado de las imágenes y transformaciones lineales

Convolución

La convolución es definida como la integral del producto de dos funciones h y f , luego que una de ellas es invertida y trasladada dentro del rango de los límites de integración. La expresión de su forma continua es la siguiente:

$$h(x, y) \otimes f(x, y) = \int \int h(x-u, y-v) \cdot f(u, v) \, du \, dv \quad (3)$$

en su forma discreta,

$$h(x, y) \otimes f(x, y) = \sum_i \sum_j h[x-i, y-j] \cdot f[i, j] \quad (4)$$

La operación de filtrado lineal de una imagen es realizada en el dominio espacial a través de la operación de convolución.

En esta operación, el valor del píxel de la imagen de salida es computado como una suma ponderada de sus píxeles vecinos, utilizando una matriz de factores de peso, conocida como máscara de convolución, kernel o más comúnmente como filtro.

Dada una matriz A, de elementos a_{ij} , y el siguiente filtro:

1	2	1
2	4	2
1	2	1

El valor del elemento b_{ij} de la matriz filtrada B, será:

$$b_{ij} = (1 * a_{i-1, j-1} + 2 * a_{i, j-1} + 1 * a_{i+1, j-1} + 2 * a_{i-1, j} + 4 * a_{i, j} + 2 * a_{i+1, j} + 1 * a_{i-1, j+1} + 2 * a_{i, j+1} + 1 * a_{i+1, j+1}) / 16 \quad (5)$$

Detección de bordes

Los procedimientos utilizados en procesamiento digital de imágenes para la detección de bordes juegan un papel importante en la segmentación de objetos de la imagen. El objetivo de las técnicas de detección de bordes es determinar aquellos puntos de la imagen donde ocurren variaciones abruptas de la intensidad de grises, compatibles con la presencia de bordes en los objetos.

Muchos de los operadores de detección de bordes tradicionalmente utilizados se basan en el cálculo de la primera derivada de la intensidad de grises en la imagen. De esta manera se obtiene un gradiente de intensidades donde la aparición de líneas o picos se corresponderá con la presencia de bordes en la imagen.

Así, tomando la primera derivada parcial de la imagen, tenemos:

$$\frac{\partial f}{\partial x} = \lim_{\Delta x \rightarrow 0} \frac{f(x + \Delta x, y) - f(x, y)}{\Delta x} \quad (6)$$

En el caso discreto, si $I(x)$ representa la intensidad de grises en una dimensión de la imagen, $I'(x)$ representará su primera derivada parcial.

$$I'(x) = I(x+1) - I(x) \tag{7}$$

De esta manera, se podrá calcular el gradiente de intensidades en una dimensión de la imagen, realizando la operación de convolución de la imagen con la siguiente máscara de convolución o kernel:

0	0	0
0	-1	1
0	0	0

Los operadores Roberts, Prewitt, Sobel y Canny pertenecen a este grupo de filtros o máscaras de convolución. Las siguientes máscaras, muestran los operadores Sobel, definidos para la obtención de los gradientes en el eje x e y respectivamente.

-1	-2	-1	-1	0	1
0	0	0	-2	0	2
1	2	1	-1	0	1
Sx			Sy		

Otro tipo de operadores está basado en el cálculo de la segunda derivada de la función de intensidad de grises de la imagen.

De ésta manera, computando la velocidad de cambio en el gradiente de la imagen, se buscan aquellos puntos donde la función cruza el eje de las abscisas. Los operadores Zero-crossings y el Laplaciano de la función Gaussiana conocido también como "sombrero mejicano" pertenecen a este grupo.

La función del operador laplaciano se define,

$$\nabla^2 f = \frac{\partial^2 f}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f}{\partial y^2} \quad (8)$$

A continuación se presentan tres de las máscaras de convolución más comúnmente utilizadas por el operador laplaciano.

0	1	0
1	-4	1
0	1	0

1	1	1
1	-8	1
1	1	1

-1	2	-1
2	-4	2
-1	2	-1

Este tipo de filtros, es muy sensible a la presencia del ruido estadístico en las imágenes. Por tal motivo se ha diseñado su aplicación junto con el de una función gaussiana.

Debido a que la operación de convolución es asociativa, primero puede realizarse la convolución de la función gaussiana con la del operador laplaciano, obteniéndose una nueva función que será utilizada para realizar su convolución con la imagen.

A partir de la función gaussiana,

$$G_{\sigma}(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \quad (9)$$

y la función del laplaciano,

$$\nabla^2 f = \frac{\partial^2 f}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f}{\partial y^2} \quad (10)$$



Reemplazando f en (10) por (9), tenemos

$$\nabla^2 G_\sigma(x, y) = \frac{\partial^2 G_\sigma(x, y)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 G_\sigma(x, y)}{\partial y^2} \quad (11)$$

De esta manera se obtiene el operador LoG^1 (Laplaciano de la función Gaussiana).

$$\text{LoG}(x, y) = \frac{1}{\pi\sigma^4} \left[1 - \frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2} \right] e^{-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}} \quad (12)$$

donde, σ es la desviación estándar de la función gaussiana.

Con el objeto de determinar los bordes en la imagen el programa MATLAB utiliza la función "edge".

$$\begin{aligned} \text{BW} &= \text{edge}(I, \text{'canny'}) \\ \text{BW} &= \text{edge}(I, \text{'canny'}, \text{thresh}) \\ \text{BW} &= \text{edge}(I, \text{'log'}, \text{thresh}, \text{sigma}) \end{aligned} \quad (13)$$

La función "edge" toma una imagen de entrada de intensidad de grises (I) y produce una imagen de salida binaria (BW) del mismo tamaño que la original, con valores de píxel igual a uno donde fueron encontrados los bordes de la imagen y valores igual a cero en los píxeles restantes.

La función soporta seis diferentes métodos de detección de bordes:

Sobel, Prewitt, Roberts, Laplaciano del filtro Gaussiano, Zerocross y Canny.

¹ LoG, del inglés: Laplacian of Gaussian.



Procesamiento morfológico de las imágenes

Dilatación y erosión

Las técnicas de dilatación y erosión constituyen herramientas fundamentales en el procesamiento morfológico de las imágenes [15,16].

Si consideramos a los conjuntos A y B como un par de objetos, donde llamamos A al elemento imagen y B al elemento estructural, podemos definir las operaciones de dilatación y erosión de la siguiente forma:

Dilatación

Sean A y B conjuntos en Z^2 , la dilatación de A por B, expresada como $A \oplus B$, se define:

$$A \oplus B = \{x \mid (B^\wedge)_x \cap A \neq \emptyset\} \quad (14)$$

B^\wedge denota reflexión de B respecto a su origen, $B^\wedge = \{-x \mid x \in B\}$.

Esta técnica consiste en obtener la reflexión de B sobre su origen y trasladarla por x. La dilatación de A por B es entonces el conjunto de todos los desplazamientos x, tal que la reflexión de B y A se solapan por al menos un elemento.

La dilatación es también conocida como suma de Minkowski:

$$A \oplus B \equiv \{a + b \mid a \in A, b \in B\} = \bigcup_{b \in B} A_b \quad (15)$$

Las técnicas de dilatación son comúnmente utilizadas para efectuar la unión de elementos circunstancialmente separados que constituyen un mismo objeto.



Erosión

Sean A y B conjuntos en Z^2 , la erosión de A por B, expresada como $A \ominus B$, se define:

$$A \ominus B = \{x \mid (B)_x \subseteq A\} \quad (16)$$

De esta manera, se indica que la erosión de A por B es el conjunto de todos los puntos x tales que B, trasladado por x, está contenido en A.

De igual manera que en la dilatación, la erosión tiene su fundamento en la substracción de Minkowski.

$$A \ominus B \equiv \{x \mid x - b \in A, b \in B\} = \bigcap_{b \in B} A_b \quad (17)$$

Estas técnicas morfológicas son comúnmente utilizadas para disminuir el tamaño de los objetos, separando distintos elementos que se encuentran erróneamente conectados. La cantidad y forma de la erosión producida estará determinada por la forma del elemento estructural.

En el procesamiento morfológico de las imágenes, el elemento estructural tiene su correlato o equivalencia con el núcleo o máscara de convolución utilizado en el filtrado lineal de las imágenes.

Operaciones de apertura y cierre de las imágenes

A partir de la combinación de las operaciones de dilatación y erosión, surgen nuevos operadores morfológicos. Entre ellos podemos mencionar los operadores de apertura (opening) y cierre (closing) de las imágenes.

Apertura,

$$A \circ B = (A \ominus B) \oplus B \quad (18)$$



Cierre,

$$A \bullet B = (A \oplus B) \ominus B \quad (19)$$

La operación de apertura, es equivalente a la aplicación sucesiva de los operadores de erosión y dilatación, utilizando el mismo elemento estructural.

Este operador es utilizado para remover pequeños objetos de la imagen, eliminar protrusiones y conexiones espurias entre los objetos. Por ejemplo, utilizando un elemento estructural de 5 x 5 elementos, se podrán remover objetos cuyas dimensiones tengan menos de 5 píxeles de alto por 5 píxeles de ancho.

De igual modo, la operación de cierre, es equivalente a la aplicación sucesiva de los operadores de dilatación y erosión. Este operador es utilizado para llenar surcos y agujeros dentro del objeto, produciendo la unión entre objetos subsegmentados que se presentan como separados.

Para realizar las operaciones morfológicas mencionadas, MATLAB utiliza las funciones `imerode`, `imdilate`, `imclose` e `imopen`.

$$\begin{aligned} \text{IM2} &= \text{imerode}(\text{IM}, \text{SE}); \\ \text{IM2} &= \text{imdilate}(\text{IM}, \text{SE}); \\ \text{IM2} &= \text{imclose}(\text{IM}, \text{SE}); \\ \text{IM2} &= \text{imopen}(\text{IM}, \text{SE}); \end{aligned} \quad (20)$$

La función "imdilate" produce la dilatación de la imagen binaria o imagen de intensidad de grises. SE es el elemento estructural obtenido por la función "strel". "Strel" crea un elemento estructural morfológico plano, con los elementos especificados en NHOOD. NHOOD es una matriz que contiene ceros y unos, donde la posición de los elementos no nulos define la geometría del elemento estructural.

$$\text{SE} = \text{Strel}(\text{'arbitrary'}, \text{NHOOD}); \quad (21)$$



Entropía de las imágenes

La expresión que define a la entropía en la teoría de la mecánica estadística, es la establecida por Ludwig Boltzmann y Willard Gibbs alrededor de 1870.

$$S = -k \sum_i p_i \log p_i \quad (22)$$

donde, p_i es la probabilidad del microestado i dentro de un sistema en equilibrio.

En la teoría de la información [17], Claude E. Shannon establece en 1948 la siguiente definición:

$$H = -\sum_i p_i \log p_i \quad (23)$$

donde, p_i es la probabilidad del mensaje m_i tomado del espacio de mensajes M .

En el marco de la teoría de la información, la entropía fue utilizada para medir la cantidad de información presente en un mensaje, que se pierde antes de su recepción. Ha sido utilizada además, para calcular los límites de compresión sin pérdidas de un conjunto de datos sometido a técnicas de compresión.

En el campo de las imágenes, la entropía ha sido utilizada para expresar la textura de las imágenes. Así, una imagen plana, con grandes conjuntos de píxeles conteniendo la misma información, dará valores bajos de entropía. En cambio, una imagen compleja, con diferentes texturas y continuos cambios en su contraste, proporcionará valores más elevados.

Por este motivo, se ha utilizado el filtro de entropía local para analizar los cambios abruptos en el contraste de las imágenes que pudieran corresponderse con los bordes de los distintos objetos.



El filtro utilizado provisto por MATLAB, es definido por la función "entropyfilt".

$$\begin{aligned} J &= \text{entropyfilt}(I); \\ J &= \text{entropyfilt}(I, \text{NHOOD}); \end{aligned} \quad (24)$$

$J = \text{entropyfilt}(I)$ proporciona la matriz J , en la cual cada píxel de salida contiene el valor de la entropía local calculado entre los 9x9 píxeles vecinos alrededor del píxel correspondiente en la imagen de entrada I . Esta puede tener cualquier dimensión. Si la imagen I tiene más de dos dimensiones, la función "entropyfilt" tratará a I como una imagen multidimensional. La imagen de salida J tendrá la misma dimensión que la imagen de entrada I .

$J = \text{entropyfilt}(I, \text{NHOOD})$ proporciona los resultados del filtrado de entropía de la imagen de entrada I , donde se especifican los píxeles vecinos en la variable NHOOD . Esta es un arreglo multidimensional de ceros y unos, donde los elementos no nulos especifican los elementos que intervienen en el cálculo. El tamaño de NHOOD debe ser impar en cada dimensión.

Por omisión, entropyfilt asigna el valor $\text{true}(9)$ a la variable NHOOD . La función determina el elemento central de la siguiente manera:

$$\text{floor}((\text{size}(\text{NHOOD}) + 1)/2); \quad (25)$$

La función entropyfilt se basa en otra función de MATLAB denominada "entropy", que determina el valor de la entropía total en la imagen.

$E = \text{entropy}(I)$; proporciona el valor escalar E , que representa la entropía total de la imagen I .

La entropía es una medición estadística de la incerteza que puede ser utilizada para caracterizar la textura de una imagen.



La función "entropy" se define como:

$$-\sum (p \cdot \log(p)) \quad (26)$$

donde, p contiene las cuentas del histograma de la imagen proporcionado por la función "imhist".

Segmentación de la imagen

Transformación de distancia

Dicha transformación calcula la distancia euclidiana existente entre cada píxel de la imagen binaria y el píxel más cercano con valor igual a cero. De esta manera, el valor de cada píxel de la imagen de entrada es reemplazado por éste valor en el píxel correspondiente de la imagen de salida.

Para esto se utilizó la función de MATLAB "bwdist", donde se calcula la distancia euclidiana de la siguiente manera:

$$\begin{aligned} D &= \text{bwdist}(BW); \\ D &= \text{sqrt}((x1-x2)^2 + (y1-y2)^2). \end{aligned} \quad (27)$$

donde,

x1 e y1 son las coordenadas del píxel a transformar.

x2 e y2 son las coordenadas del píxel más cercano con valor igual a cero.

Transformación de watershed

La técnica de segmentación consiste en dividir o particionar la imagen en sectores individuales, perfectamente separados que integren la totalidad de la misma.

Si consideramos a la imagen de tonos de grises como una superficie topográfica en la cual dreña un afluente de agua llenando cada una de sus cavidades, el algoritmo watershed¹ determina las líneas de la divisoria de aguas de dichas cavidades [18]. En la figura 4.1 se observa la imagen original y su representación topográfica o imagen de gradientes.

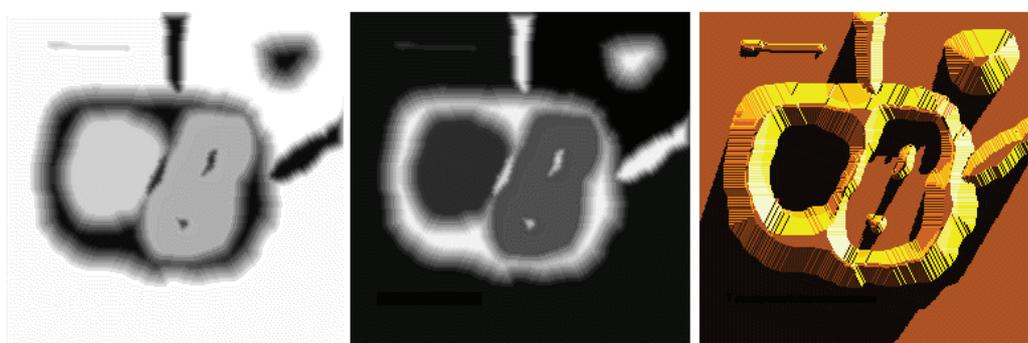


Fig. 4.1. Imagen original, imagen complementaria y su representación topográfica en la transformación de watershed².

A partir de esta última, el algoritmo parte calculando los mínimos locales y comienza el llenado de cada una de las cavidades desde distintos afluentes. Cuando a determinado nivel, una cavidad está en riesgo de conectarse con una cavidad vecina y drenar sus aguas de ésta hacia la otra, queda determinada una pared sobre la divisoria de aguas para impedir el drenaje.

En la figura 4.2 se muestra el llenado de las distintas cavidades y la determinación de sus límites.

¹ Watershed, del inglés: Tierras elevadas que separan dos cuencas o sistemas hidrográficos.

² Imágenes pertenecientes a Image segmentation and mathematical morphology. Serge Beucher, 2007. [www. http://cmm.enscm.fr/~beucher/wtshed.html#watshed](http://cmm.enscm.fr/~beucher/wtshed.html#watshed)

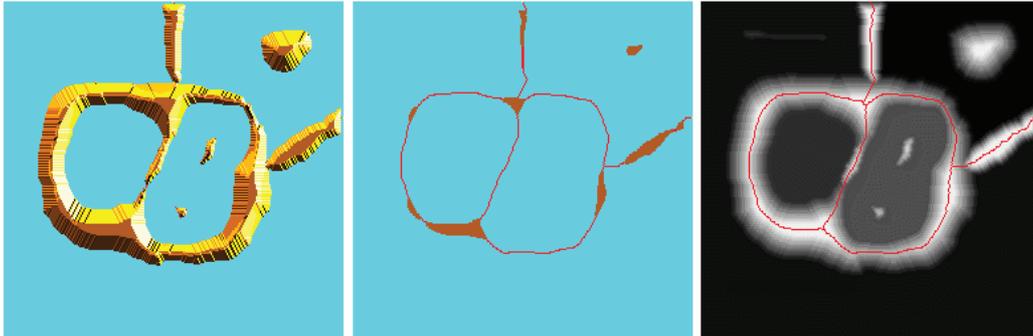


Fig. 4.2. Llenado de las distintas cavidades de la imagen topográfica y determinación de los límites utilizando el algoritmo de watershed¹.

La transformación de watershed definida en MATLAB, es una técnica de segmentación de imágenes que utiliza una variación del algoritmo de Vincent & Soille [19].

Transformación de Radón

La figura 4.3 representa la distribución de actividad sobre una sección de interés definida sobre un plano fijo a través del cuerpo del paciente. Los valores $f(x, y)$ representan la cantidad de actividad sobre el punto (x, y) en el plano. El perfil que se observa junto a la imagen, representa la proyección del plano al ángulo Φ , siendo cada punto la suma de los valores de actividad obtenidos a lo largo de cada línea integral l desplazada del centro de coordenadas a una distancia s [20].

¹ Imágenes pertenecientes a Image segmentation and mathematical morphology. Serge Beucher, 2007. [www. http://cmm.enscm.fr/~beucher/wtshed.html#watshed](http://cmm.enscm.fr/~beucher/wtshed.html#watshed)

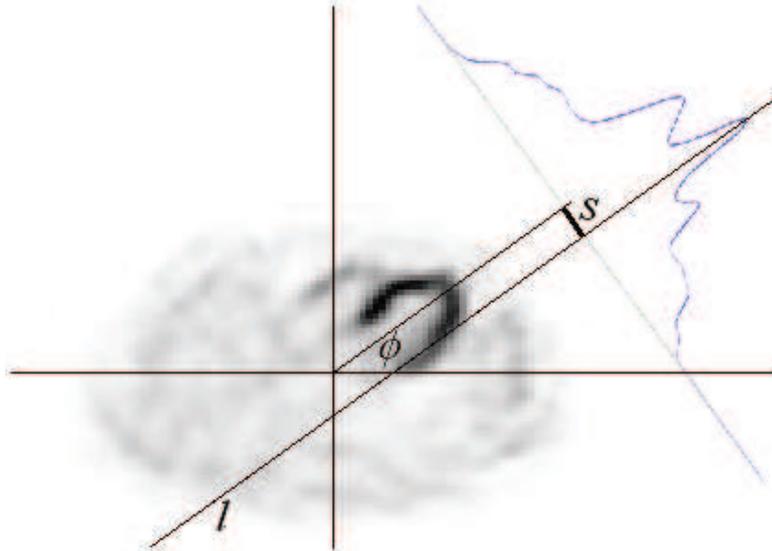


Fig. 4.3. Distribución de actividad sobre un plano transversal perpendicular al eje longitudinal del paciente y su proyección al ángulo Φ , a partir de la transformada de Radón.

Aplicando la transformada de Radón [21], tenemos

$$g(\phi, s) = \int_l f(x, y) dl \quad (28)$$

donde $g(\Phi, s)$ es la integral de la imagen $f(x, y)$ a lo largo de la línea l , orientada con un ángulo Φ , y desplazada del origen a una distancia s .

Dado que,

$$x \cdot \text{sen}(\phi) - y \cdot \text{cos}(\phi) = s \quad (29)$$

Según el teorema del corte de Fourier, tenemos la transformada unidimensional

$$G(\phi, \omega) = \int e^{-j\omega s} g(\phi, s) ds \quad (30)$$



Sustituyendo en la ecuación (30) $g(\Phi, s)$ por (28)

$$G(\phi, \omega) = \iint f(x, y) \cdot e^{-j\omega(x\sin(\phi) - y\cos(\phi) - s)} dx dy \quad (31)$$

Tomando la transformada de Fourier bidimensional de $f(x, y)$

$$F(u, v) = \iint f(x, y) e^{-j(ux+vy)} dx dy \quad (32)$$

Podemos ver en ésta ecuación, que la función $F(u, v)$ es definida para $u = w*\sin(\Phi)$ y $v = -w*\cos(\Phi)$, que corresponde a la línea a la cual fue obtenida la proyección $g(\Phi, s)$.

Tomando la transformada inversa de Fourier,

$$f(x, y) = \frac{1}{4\pi^2} \iint F(u, v) e^{j(ux+vy)} dx dy \quad (33)$$

Realizando el cambio de variables, de coordenadas cartesianas a polares,

$$f(x, y) = \frac{1}{4\pi^2} \iint G(\phi, \omega) e^{j\omega(x\sin(\phi) - y\cos(\phi))} |\omega| d\omega d\phi \quad (34)$$

Donde $|\omega|$ es la determinante del jacobiano del cambio de variable de coordenadas cartesianas a polares, y es comúnmente conocido como el filtro rampa, o filtro Ramp [22].



Metodología

Se seleccionó un conjunto de estudios clínicos de perfusión miocárdica realizados con ^{99m}Tc -MIBI en reposo y esfuerzo en SPECT, obtenidos en la práctica asistencial del Departamento de Medicina Nuclear de Diagnóstico Médico SRL.

Estos estudios fueron adquiridos en una cámara gamma SPECT marca Siemens, modelo E.CAM+. La misma cuenta con dos cabezales de detección de ángulo variable, con un sistema de corrección de atenuación no uniforme compuesto por fuentes de transmisión de gadolinio 153 y un módulo de coincidencia para estudios con emisores de positrones. Dicho equipo cuenta con el software de aplicación para medicina nuclear e.soft versión 2.1.6.5 © Copyright 2001, Siemens Medical Solutions, Inc. and Toshiba Corporation.

Los estudios fueron adquiridos con un protocolo de PM de esfuerzo y reposo de un día, adquiriendo el estudio de reposo en primer lugar y realizando la prueba de esfuerzo en segundo término. Las dosis administradas al paciente fueron 8 y 24 mCi para cada una de las respectivas etapas. Luego de la hora de la administración del radiofármaco se adquirieron las imágenes tomográficas de cada etapa, habiendo el paciente previamente realizado una ingesta de alimentos ricos en contenido graso, con el objeto de estimular la actividad hepatobiliar y despejar la actividad del radiofármaco de la zona subdiafragmática cercana al miocardio.

La configuración de los detectores fue establecida a 90° . Se utilizó un tamaño de matriz de imagen de 128×128 píxeles, con zoom $\times 1.0$, y orientación Head Out¹. Se configuró la ubicación del paciente en posición supina y la rotación de los detectores en sentido horario (CW). El ángulo inicial de barrido fue de -45° , con un arco de rotación por detector de 90° , y con un número de 32 vistas por detector, quedando así determinado un arco de barrido de 180° . El tiempo de adquisición por vista fue de 40 s, utilizando una orbita de autocontorno, modo de adquisición Step and Shoot² y sin corrección de atenuación por no contar con las fuentes de ^{153}Gd con la actividad requerida.

¹ Head Out. Orientación del paciente sobre la camilla con la cabeza hacia afuera del gantry.

² Step and Shoot. Modo de adquisición de datos en SPECT que consiste en avanzar un paso y adquirir.



Esta configuración determinó que el detector número dos del equipo quedara posicionado en primer lugar, a la izquierda del detector uno, y del lado izquierdo del paciente, tomando la primer vista del estudio, la cual se corresponde con una proyección al ángulo de -135° . La proyección a 0° es la que corresponde a la vista anteroposterior del paciente. De esta manera la serie de proyecciones queda ordenada en el archivo del paciente, comenzando con el conjunto de datos visto por el detector 1 (ángulos -45° a 42.1875°) y seguido por el conjunto adquirido por el detector 2 (ángulos desde -135° a -47.8125°), obtenidas con un muestreo angular de 2.8125° .

El contraste entre la actividad miocárdica y hepática en los estudios adquiridos estuvo en el rango de -0.66 a 4.45 . Dicho contraste fue medido sobre las proyecciones anteroposteriores de la siguiente manera:

$$C = (AM - AP) / [(AM - AP) - (AH - AP)] \quad (35)$$

Donde,

AM es la densidad de cuentas sobre el VI.

AH es la densidad de cuentas sobre el hígado.

AP es la densidad de cuentas sobre el pulmón derecho.

Las imágenes adquiridas fueron reconstruidas tomográficamente empleando el software del equipo utilizando el algoritmo OSEM¹. Los parámetros de reconstrucción utilizados fueron 8 subsets, 15 iteraciones y la aplicación de un filtro espacial pasabajo de 8 mm. Fueron reconstruidos alrededor de 80 cortes transversales seleccionados desde la fila 24 a la 104, incluyendo dentro del volumen de reconstrucción la totalidad del campo de visión (FOV²) contenido en la matriz de imagen. El protocolo utilizado no contempló la aplicación de la corrección de atenuación por el método de Chang [23] disponible en el equipo. La resolución de la imagen quedó determinada por un tamaño de píxel de 4.8 mm.

¹ OSEM, del inglés: Ordered Subsets Expectation Maximization.

² FOV, del inglés: Field of View, Campo de visión.



Las proyecciones originales adquiridas durante la realización del estudio y los cortes tomográficos transversales¹ reconstruidos con el software del equipo fueron grabados en archivos clínicos en formato DICOM² [24]. Estos archivos fueron transferidos desde el sistema del equipo a discos compactos (CD) para realizar el posterior procesamiento de las imágenes.

Las imágenes provenientes de los archivos clínicos, contenidas en el CD, fueron procesadas en una computadora personal (PC) Pentium IV, de 2.8 GHz, con 512 MB de memoria RAM, con sistema operativo Microsoft Windows XP profesional versión 2002, © Copyright Microsoft Corporation, utilizando el programa MATLAB, versión 7.0.1, © 1984-2004 The MathWorks Inc.

Procedimiento

Los archivos DICOM conteniendo las proyecciones de los EPM y los cortes transversales fueron leídos en una computadora personal utilizando el programa MATLAB.

El conjunto de proyecciones debió ser reordenado debido a que las primeras imágenes del bloque de imágenes del archivo clínico corresponden al conjunto de proyecciones que van del número 17 a 32, y a continuación siguen las del 1 al 16. Este hecho es debido a la forma en que se produce la configuración de los detectores, tal como se explicó anteriormente.

¹ Cortes transversales o transaxiales: En tomografía, conjunto de planos paralelos que dividen al paciente desde su extremo superior hacia su extremo inferior.

² DICOM, del inglés: Digital Imaging and Communications in Medicine. Formato de archivos estandarizado.



Elección del conjunto de imágenes

Se disponía para realizar el trabajo, de los archivos conteniendo tanto el conjunto de proyecciones originales, como el conjunto de cortes transversales.

Se eligió trabajar con el conjunto de cortes coronales para determinar los contornos del volumen hepático.

Esta decisión se fundamentó en el hecho de que los cortes coronales presentan mejores características que las proyecciones originales para realizar la segmentación de las imágenes por las siguientes razones:

- Presentan mejor resolución de contraste dado que en el corte tomográfico no se observa superposición de estructuras de los planos paralelos como sí ocurre con las proyecciones.
- Las estructuras anatómicas se encuentran alineadas espacialmente dentro de la matriz de la imagen de la serie de cortes coronales, permitiendo el mejor análisis de sus características topográficas.

A partir del conjunto de cortes transversales, se obtuvieron las series de cortes coronales y sagitales¹, realizando un cambio de coordenadas de la matriz original de datos, de dimensión 4D.

Ensayos previos

Con el objeto de segmentar los distintos objetos de la imagen se ensayaron distintos métodos. La utilización de filtros de detección de bordes, binarización de las imágenes basada en métodos de umbral, y la utilización de filtros de entropía local fueron alguna de las técnicas empleadas arrojando diferentes resultados.

¹ Cortes coronales y sagitales: Cortes tomográficos ortogonales a los planos transversales del paciente. Los cortes coronales son el conjunto de planos paralelos que dividen al paciente desde su extremo anterior al posterior. Los cortes sagitales son el conjunto de planos paralelos que dividen al paciente desde su extremo lateral derecho hacia el izquierdo.

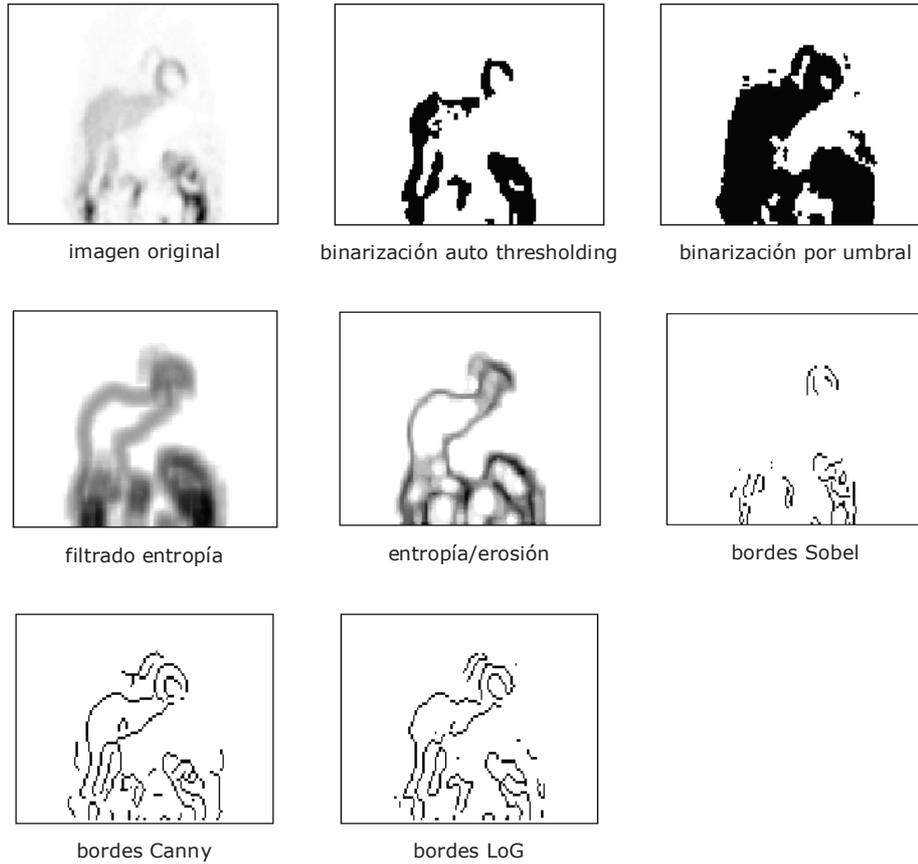


Fig. 4.4. Corte coronal original junto a los resultados de los ensayos previos aplicando diferentes métodos de segmentación.

Sobre los resultados de la detección de bordes y la binarización.

El conjunto de imágenes de la figura 4.5 muestra los resultados de la aplicación de métodos de detección de bordes utilizando el operador laplaciano del filtro gaussiano.



Fig. 4.5. Resultado de la aplicación del filtro LoG sobre el conjunto de cortes coronales.

En ellas se observa cierta dificultad en la determinación de los bordes de los objetos, evidenciada por la discontinuidad en las líneas de contornos observada sobre la totalidad de la serie de cortes, imposibilitando la separación de estructuras y la segmentación de los objetos de la imagen.

Por otra parte, alguna de las dificultades encontradas al utilizar técnicas de binarización (Fig. 4.6) ha sido la imposibilidad de determinar automáticamente un valor de umbral satisfactorio a partir del cual obtener la imagen binaria para todo el conjunto de la serie de imágenes.



Fig. 4.6. Resultado de la binarización por umbral sobre el conjunto de los cortes coronales. Los primeros cortes corresponden a los planos anteriores del paciente y los últimos a los posteriores.

En ambos casos, la presencia del ruido estadístico característico en la imagen de medicina nuclear, ha sido una de las causas que limitan la aplicación de las técnicas recientemente ensayadas.

Filtro de entropía local

Se han ensayado otro tipo de transformación de las imágenes, utilizando filtros de entropía regional con el objeto de lograr mejores resultados en la detección de bordes y segmentación de los objetos de las imágenes.

Muchas de las dificultades descritas para los métodos previamente mencionados, particularmente el problema del ruido estadístico y la discontinuidad en la detección de contornos, muestran notorias mejorías utilizando este tipo de transformaciones.



Fig. 4.7. Resultado de la aplicación del filtro de entropía local al conjunto de cortes coronales.

En las imágenes que se presentan en la figura 4.7 se observa una notable mejora en la determinación de los contornos de los objetos de interés de la imagen, aunque el espesor de los bordes excede el tamaño del píxel. Sin embargo, como se verá mas adelante, se han propuesto soluciones para este tema utilizando técnicas de procesamiento morfológico de las imágenes.

Aplicación

Utilización del filtro de entropía local

Se realizó una transformación sobre el conjunto de los cortes coronales aplicando un filtro de entropía regional, definido como una función de MATLAB.

El filtro aplicado fue $\text{entropyfilt}(I, \text{nhood})$, con $\text{nhood} = \text{ones}(9)$. Es decir que nhood es una matriz de 9×9 elementos, donde cada elemento toma el valor = 1.

La definición de contornos en la imagen, luego de la aplicación del filtro, dependió principalmente de las características o calidad de la imagen original. Se utilizó un factor de escala que multiplica a la imagen coronal original previamente a la aplicación del filtro, con el objeto de optimizar la definición de estructuras de la imagen tratada. Con este fin se utilizó un proceso iterativo para ajustar de forma creciente el factor de escala, de manera que el valor de entropía total de la imagen filtrada superara el valor de 1.5 tomado como referencia (Fig. 4.8).

Una vez hallado dicho factor, se realizó una operación algebraica, multiplicando el conjunto de cortes coronales por el valor del factor de escala. Luego de realizada esta operación se realizó el filtrado de los cortes coronales con el filtro de entropía local mencionado.

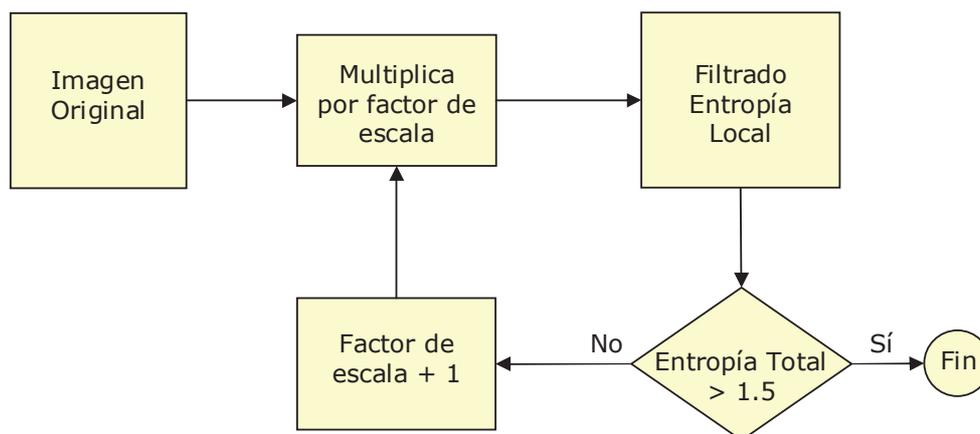


Fig. 4.8. Diagrama de flujo del algoritmo iterativo para determinar el factor de escala

Determinación de los límites de procesamiento

Para limitar el procesamiento a los cortes de interés, se establecieron los cortes iniciales y finales de procesamiento de la serie filtrada. Estos cortes extremos fueron determinados a partir del hallazgo del corte con valor máximo de entropía, y la subsiguiente búsqueda hacia los extremos de la serie, de aquellos cortes donde el valor de entropía caía por debajo del 10% del valor máximo encontrado.

De esta manera, se circunscribió el procesamiento de las imágenes a la zona de interés, limitándola dentro del intervalo establecido por el nivel de corte inicial y final mencionado.

Procesamiento morfológico

Erosión

Para reducir el tamaño de las estructuras de bordes presentes en la imagen obtenida con el filtrado de entropía, se ensayó la aplicación de técnicas de erosión con dos diferentes elementos estructurales. En primer lugar se utilizó un elemento estructural consistente en un cuadrado de 5 x 5 elementos, y en segundo lugar otro de 10 x 10 elementos. Luego se realizó una operación algebraica restando el resultado de la segunda operación a la primera (Fig. 4.9).

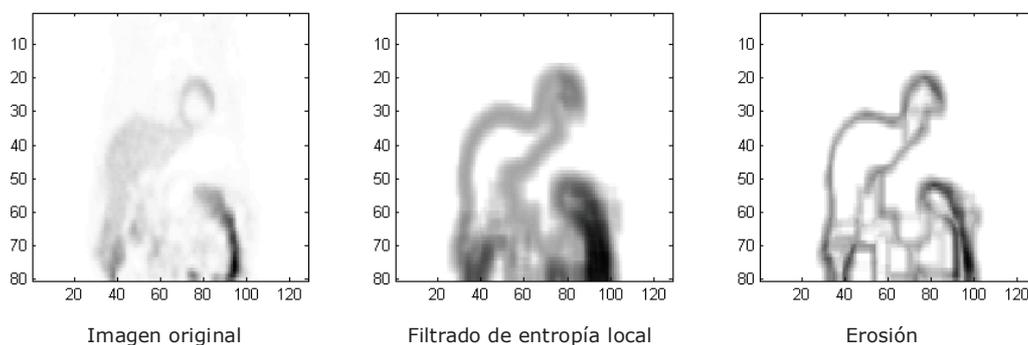


Fig. 4.9. Procesamiento morfológico de las imágenes. Aplicación de las técnicas de erosión.

MATLAB ofrece las funciones "imerode" e "imdilate" para aplicar las técnicas de erosión y dilatación respectivamente.

$$\begin{aligned} \text{IM2} &= \text{imerode}(\text{IM}, \text{SE}); \\ \text{IM2} &= \text{imdilate}(\text{IM}, \text{SE}); \end{aligned} \tag{36}$$

Binarización de la imagen de entropía local

La imagen erosionada obtenida fue sometida a un proceso de binarización por umbral. Todo píxel en la imagen que superara el valor de umbral de 0.15 toma un valor de 1, quedando con valores de píxel igual a cero el resto de los elementos de la imagen (Fig. 4.10).

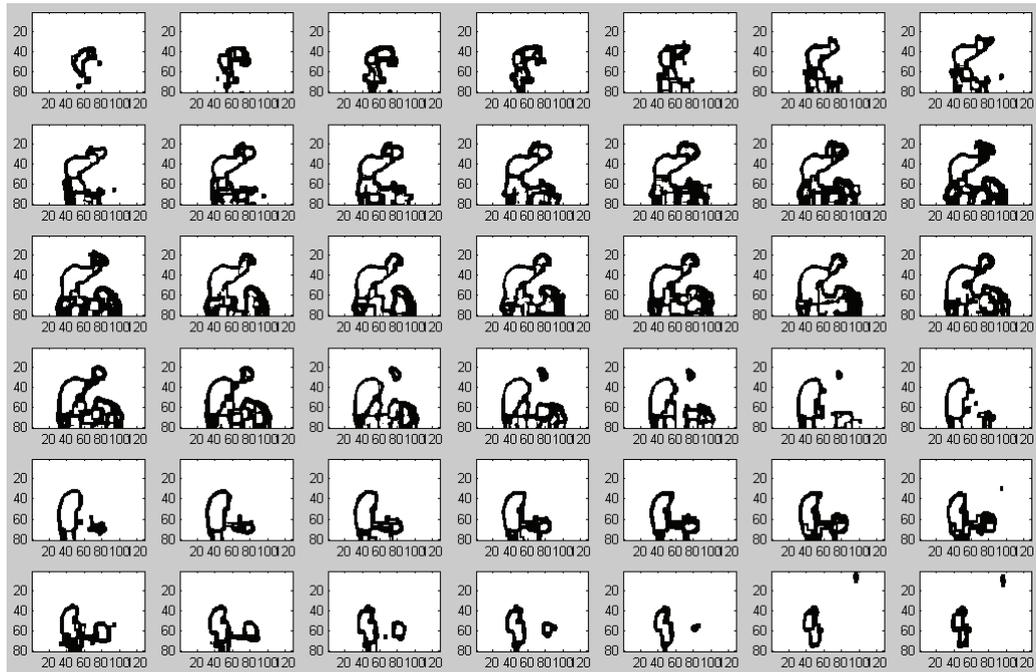


Fig. 4.10. Binarización de la imagen de entropía local erosionada.

Transformación de distancia

La imagen binaria fue procesada realizando la transformación de distancia. De esta manera, para cada píxel de la imagen se calcula la distancia euclidiana entre el mismo y el píxel más cercano con valor igual a cero, asignándosele a dicho píxel el valor así calculado (Fig. 4.11).



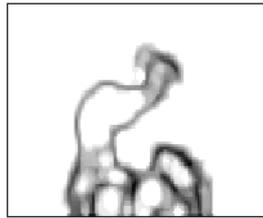
Fig. 4.11. Transformación de distancia de la imagen binaria.

Transformación de watershed

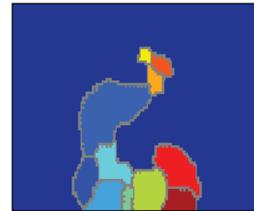
Realizada la transformación de distancia se segmentó la imagen utilizando la transformación de watershed (Figs. 4.12 y 4.13). La función "watershed" provista por MATLAB, determina en la imagen un conjunto de regiones.

$$L = \text{watershed}(I); \quad (37)$$

Esta función permite obtener una matriz de índices que identifican las regiones segmentadas.



Filtrado Entropía Local y Erosión



Transformada de watershed

Fig. 4.12. Relación entre la imagen de entropía local erosionada y la transformada de watershed.

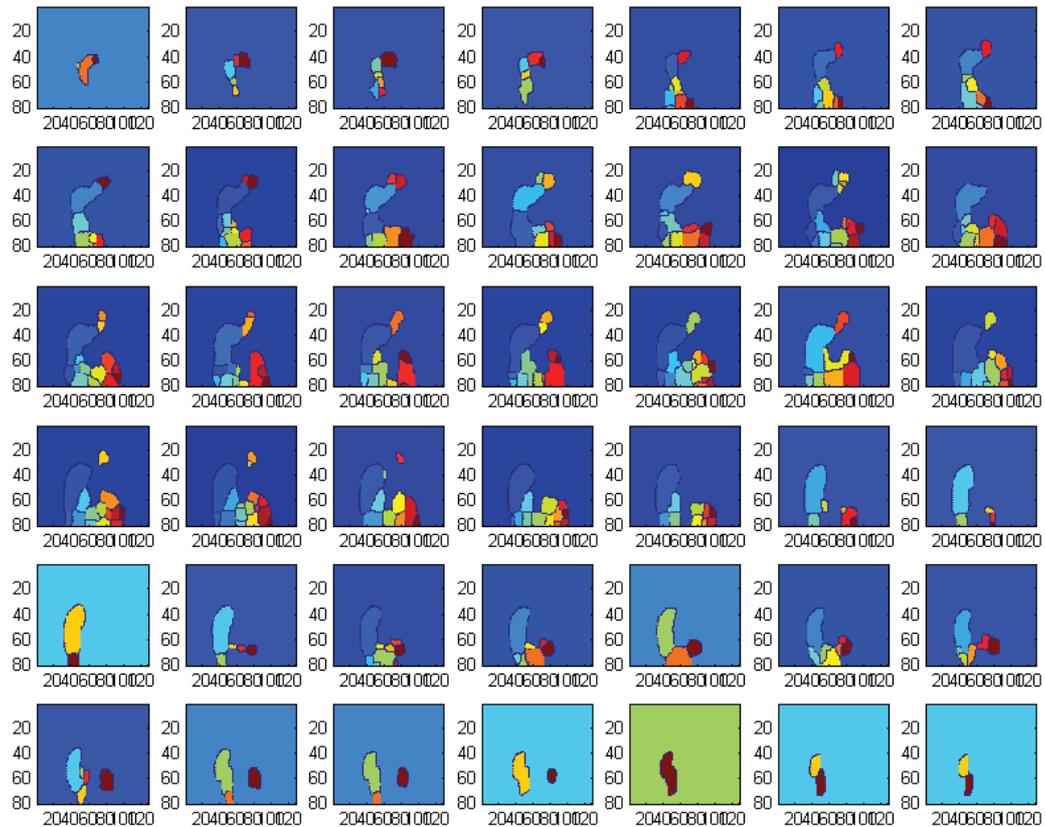


Fig. 4.13. Aplicación de la transformación de watershed sobre el conjunto de cortes coronales.

Segmentación de las imágenes

Luego de realizar la transformación de watershed se obtuvieron las imágenes binarias de los objetos segmentados en el conjunto de cortes coronales (Fig. 4.14)



Fig. 4.14. Segmentación de objetos sobre el conjunto de cortes coronales. Los primeros cortes corresponden a los planos anteriores del paciente y los últimos a los planos posteriores.

A partir de la segmentación de los objetos de la imagen, se debieron analizar las propiedades de los mismos, a fin de determinar a que estructuras corresponden cada uno de ellos, en cada uno de los cortes a lo largo del conjunto de planos coronales del volumen del estudio reconstruido.



Evaluación con fantoma

El procedimiento de detección de bordes y segmentación de las imágenes fue realizado sobre los cortes transversales de un fantoma¹, con el objeto de evaluar la efectividad del método de segmentación propuesto.

Para esto se adquirieron imágenes tomográficas de un fantoma tipo Carlson², y se obtuvieron los cortes transversales del mismo, utilizando el mismo procedimiento de reconstrucción que para las imágenes de los estudios clínicos.

Los cortes transversales fueron sometidos al mismo procedimiento de detección de bordes y segmentación utilizado para procesar las imágenes clínicas, y se evaluó la efectividad del procedimiento en los cortes correspondientes a la zona de uniformidad tomográfica del fantoma.

El tamaño de píxel de la matriz sobre la que se reconstruyó el corte transversal del fantoma tipo Carlson fue de 4.7952 mm.

A continuación se presenta la secuencia de imágenes obtenidas durante el procedimiento de segmentación (Fig. 4.15).

¹ Fantoma: Maniquí o modelo de una parte del cuerpo que permite simular lesiones o tumores para su estudio o para su utilización con fines docentes. Ingenio o dispositivo utilizado en medicina nuclear, que permite observar y analizar la distribución de radioactividad sobre un modelo conocido, con el objeto de realizar controles de calidad, estudios de investigación y entrenamiento.

² Carlson: Tipo de fantoma consistente en un cilindro de lucite de 20 cm de diámetro que contiene áreas de actividad uniforme, zonas de lesiones frías, zonas de lesiones calientes, y una grilla ortogonal que alterna líneas frías y calientes.

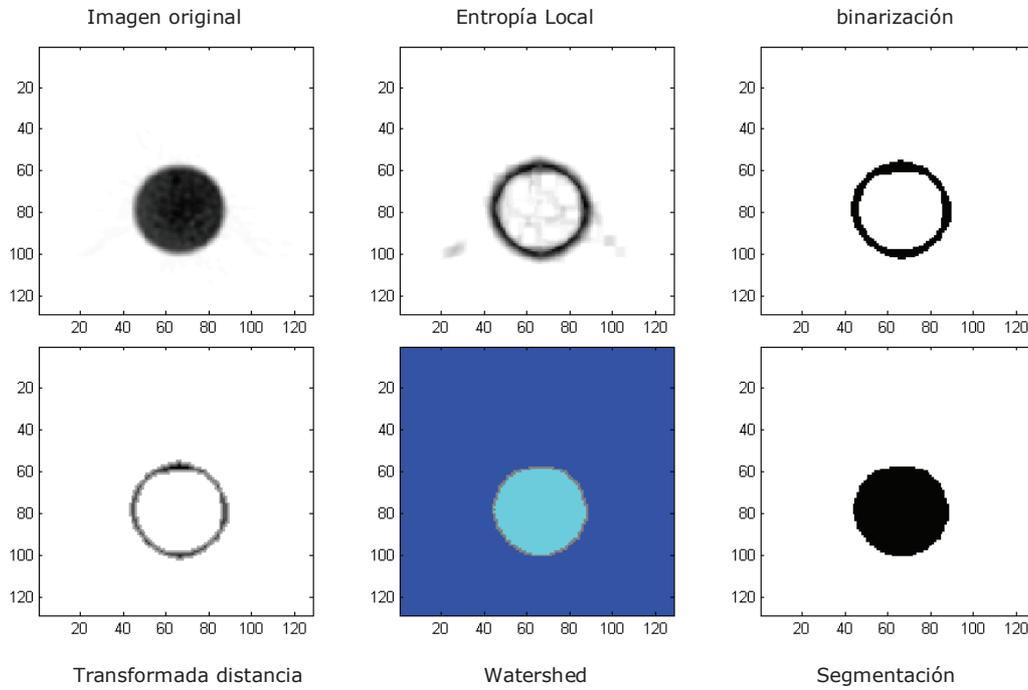


Fig. 4.15. Conjunto de imágenes obtenidas en los sucesivos pasos del proceso de segmentación.

Sobre las imágenes obtenidas en cada etapa del procedimiento se obtuvieron sus respectivos perfiles de actividad (Fig. 4.16). Los mismos fueron obtenidos a la altura del centro del fantoma en el eje y.

Perfiles de las imágenes

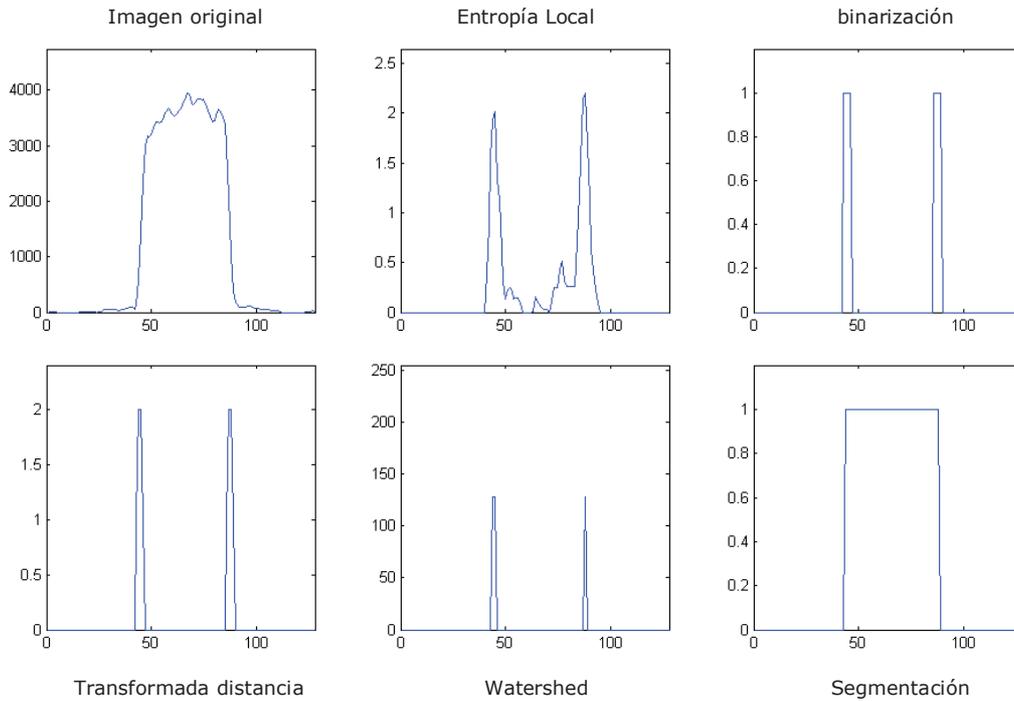


Fig. 4.16. Perfiles de las imágenes a lo largo de las distintas etapas del procedimiento.

Los resultados obtenidos a partir del trabajo con el fantoma, que se muestran aquí de manera parcial, y que serán documentados más adelante, permitieron validar el procedimiento empleado para ser aplicado a los estudios clínicos.



Selección de objetos de la imagen clínica

A fin de caracterizar los objetos de la imagen clínica, obtenidos como resultado de la aplicación del proceso de segmentación, se procedió a efectuar el análisis de sus propiedades.

En los cortes coronales, el corazón se ubica en el sector superior derecho de la matriz de imagen. En dicha región se rastrearon objetos que pudieran identificarse como los correspondientes a la imagen del miocardio, analizando algunas de sus características, tales como tamaño de área, centro de masa, excentricidad, etc.

De esta manera, una vez identificadas por el operador las regiones del miocardio, se registraron los datos correspondientes a sus centros de masa.

De igual modo se procedió con los objetos potencialmente identificables con la región hepática. De esta forma se registraron las ubicaciones espaciales y las relaciones geométricas entre las regiones identificadas como miocardio e hígado.

Órgano	CMx	media	DS	CMy	media	DS
Corazón						
Caso 1	75	75.43	2.30	28	28.29	2.87
Caso 2	75	74.43	1.51	31	32.00	2.71
Caso 3	77	77.00	1.22	28	29.40	3.97
Caso 4	73	73.50	1.22	34	34.67	1.75
Caso 5	71	71.48	3.6	24	24.44	2.36
Hígado						
Caso 1	47	48.00	4.46	49	48.51	4.47
Caso 2	42	45.00	4.51	44	44.83	1.57
Caso 3	48	51.01	5.52	42	43.04	1.40
Caso 4	51	49.75	9.45	52	50.49	9.27
Caso 5	49	47.43	11.11	48	46.40	10.59

Tabla 4.1. Valores de centro de masa para corazón e hígado en los estudios de referencia.

Los valores de centro de masa fueron medidos para corazón e hígado a lo largo de los distintos cortes coronales en los distintos estudios. Se presentan en la tabla 4.1. los valores de la mediana, media y desvío estándar en ambos ejes. Los valores tomados como referencia, han sido los de la mediana, redondeados a valores enteros.

Estos datos fueron almacenados y utilizados para elaborar un algoritmo automatizado de búsqueda e identificación de la imagen del miocardio dentro del conjunto de objetos segmentados, basado en la aplicación de técnicas de inteligencia artificial.

Selección de la imagen cardiaca

Dado que la imagen cardiaca se encuentra prácticamente aislada de otras estructuras en el cuadrante superior derecho de la imagen, el algoritmo comienza la búsqueda de la imagen correspondiente al ventrículo izquierdo (VI) en el rango de coordenadas determinado por el entorno al centro de masa establecido previamente para la ubicación espacial del miocardio.

Así, son evaluados un conjunto de cortes, donde una vez determinados los objetos correspondientes al miocardio, se registra el valor de la mediana de su centro de masa.

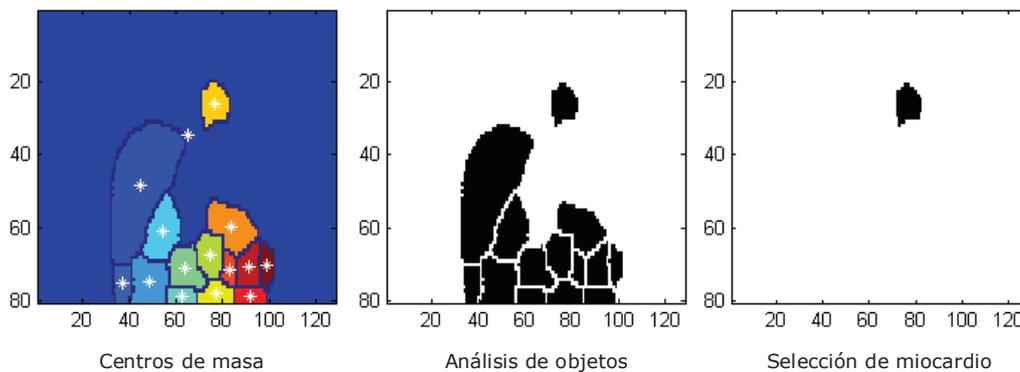


Fig. 4.17. Identificación y selección del objeto correspondiente a la imagen del miocardio.



Selección de la imagen hepática

Luego de identificado el VI, se continua con la búsqueda e identificación de las regiones hepáticas, a partir de las relaciones geométricas establecidas previamente entre los objetos.

Si uno o mas objetos son hallados dentro de la ubicación determinada, cumpliendo con las características establecidas, será considerado como correspondiente a la imagen hepática. De esta manera, a lo largo del conjunto de cortes coronales, se identifican la totalidad de los objetos que se corresponden con el hígado.

Integración y separación de estructuras

En la imagen binaria de la región hepática podrán observarse surcos o líneas de división que aparecen como consecuencia de la segmentación de diferentes texturas dentro de la imagen del hígado, resultando en la obtención de diferentes objetos como parte constituyente de la imagen hepática.

Para integrar estos componentes de la imagen se han utilizado técnicas morfológicas de dilatación, erosión, apertura y cierre de estructuras como las que se han descrito anteriormente, aplicadas al conjunto de los cortes sagitales. De esta forma, los surcos aparecidos como consecuencia de la subdivisión del hígado debido a la subsegmentación por diferencias de textura, son resueltas en el proceso de dilatación. A continuación, y con el objeto de restaurar los contornos del objeto a sus dimensiones originales, es aplicado un procedimiento de erosión utilizando comúnmente el mismo elemento estructural (Fig. 4.18).

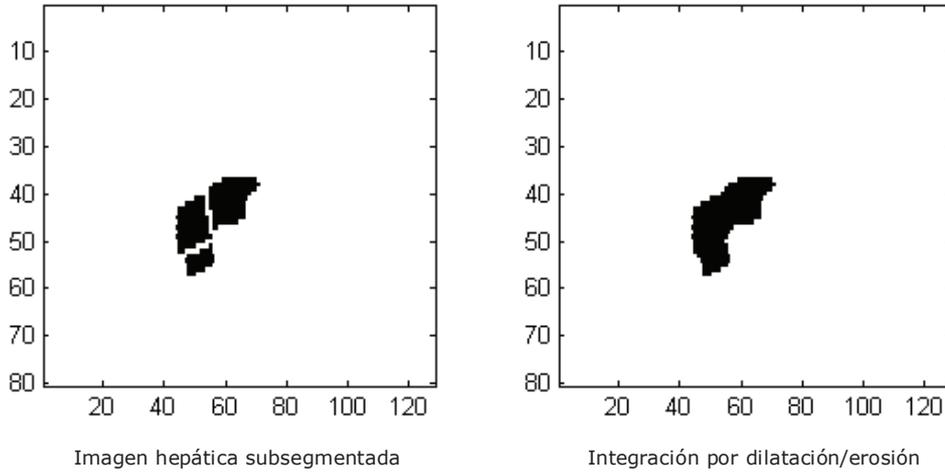


Fig. 4.18. Procesamiento morfológico de las imágenes mostrando la integración de estructuras.

Las imágenes que se muestran en la figura 4.19 corresponden a la selección y tratamiento final de los objetos que corresponden a las estructuras del hígado.

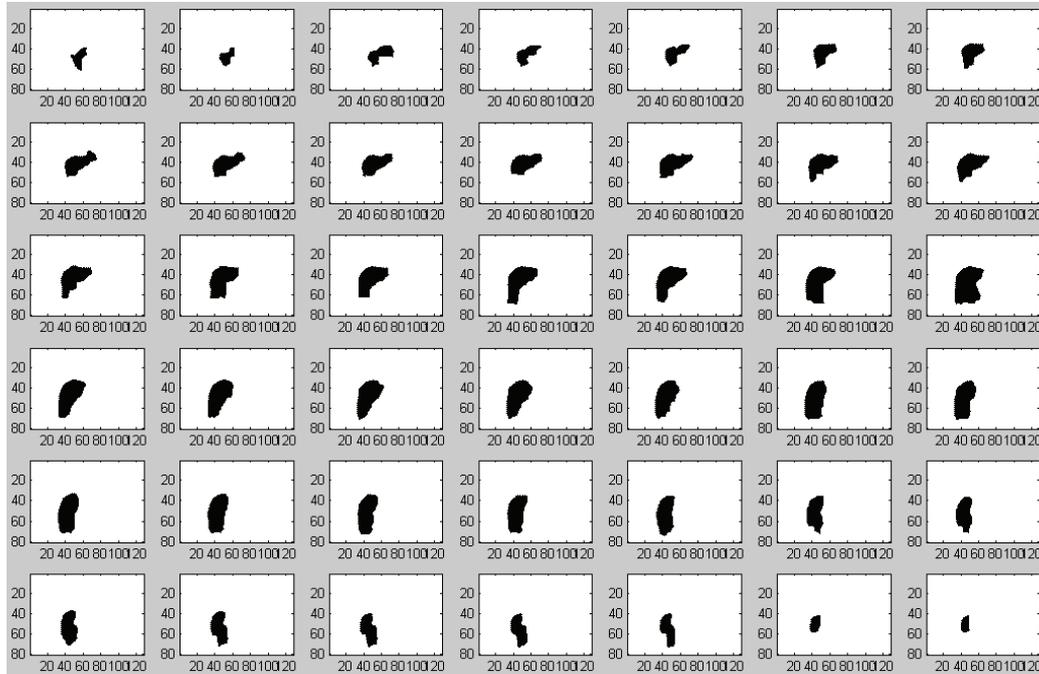


Fig. 4.19. Segmentación de los objetos correspondientes a las estructuras hepáticas.

El mismo procedimiento morfológico fue aplicado al conjunto de los cortes transversales y sagitales. De esta manera, son llenados los agujeros presentes en los objetos, son reparados los espacios con falta de continuidad, y son eliminados los elementos desconectados del objeto central. Los objetos desvinculados y aislados con tamaños de área menores a 80 píxeles fueron luego removidos.

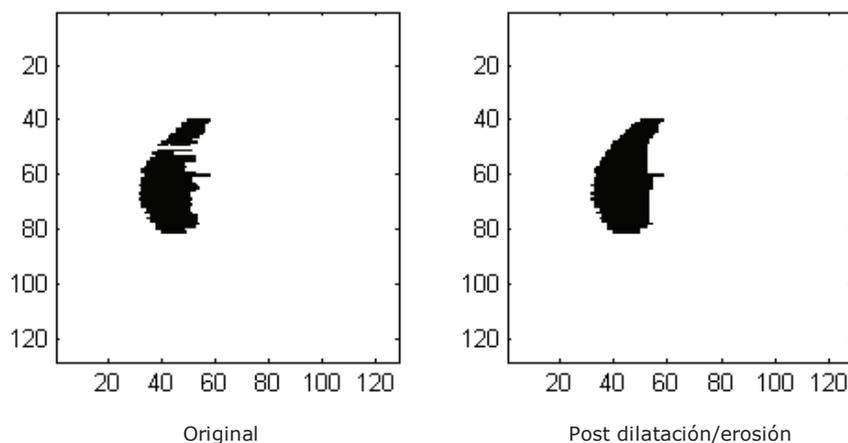


Fig. 4.20. Procesamiento morfológico en los cortes transversales.

Separación de las estructuras miocárdicas

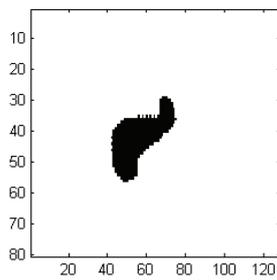
Con objeto de separar las estructuras superpuestas dentro de las adyacencias de la cara inferior del VI, se diseñó un algoritmo que se aplica automáticamente solo en el caso que se encuentren píxeles en el extremo superior externo de la región del hígado que estén ubicados por encima de la altura correspondiente al domo o cúpula hepática (Fig. 4.21).

A partir de la ubicación del punto mas elevado de la cúpula hepática el algoritmo traza un surco hacia el extremo externo del lóbulo izquierdo hepático, definido a partir de una función sinusoidal que ajusta el contorno del órgano. De esta forma, segmentado el objeto en dos regiones, es eliminada luego la región superior-derecha, de menor tamaño, correspondiente a la superposición de la estructura miocárdica.

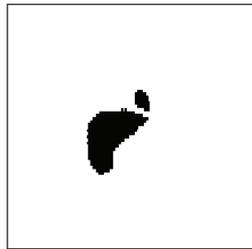
Partiendo de la columna de la matriz de imagen correspondiente al centro de masa de la región hepática, el algoritmo realiza en el entorno, la búsqueda de un punto cuya ubicación corresponda a la zona mas elevada de la cúpula hepática. Un píxel por encima de este punto coincidirá con el máximo de una función seno, que con media longitud de onda, y amplitud de algunos píxeles, se extenderá desde allí hacia el extremo derecho de la región del hígado. La amplitud de la función se

calcula a partir de la relación geométrica entre el centro de masa del VI y la posición del domo hepático.

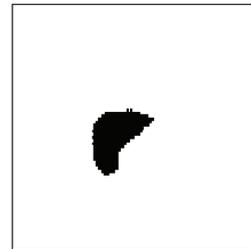
$$F(\text{col}) = (\text{domo}-SDy)/4 * \sin(\pi/((\text{Der}-\text{CentroX}) * (\text{col}-\text{CentroX}) - \pi/2)); \quad (38)$$



Superposición miocárdica



Separación miocárdica



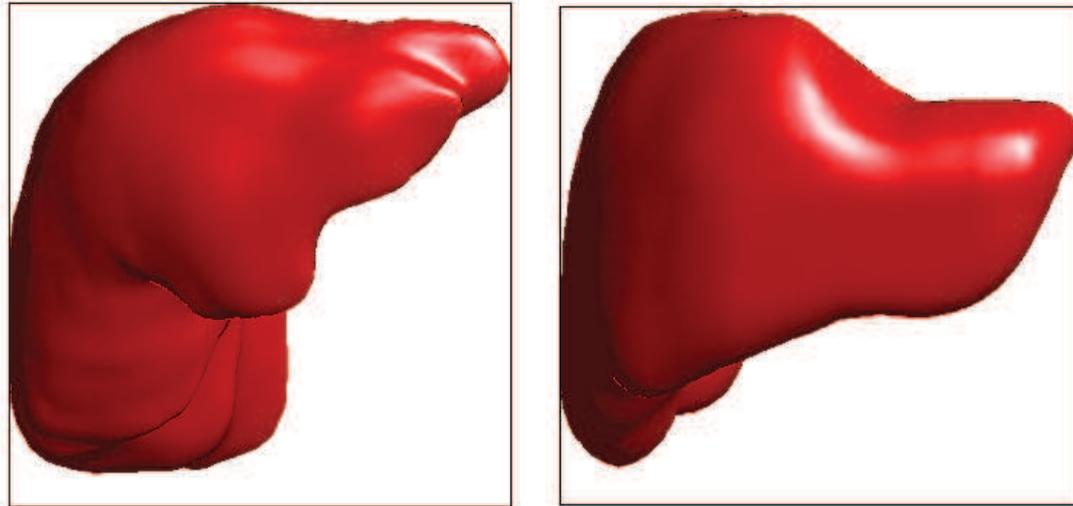
Eliminación del área segmentada

Fig. 4.21. Separación de las estructuras miocárdicas unidas al hígado.

Visualización del volumen hepático en 3D

Una vez completada la segmentación de la imagen hepática en el conjunto de cortes, se obtiene, a los fines de su evaluación cualitativa, una representación del volumen hepático en tres dimensiones.

En las imágenes de la figura 4.22, se observa dicha representación, presentando dos casos que muestran las estructuras hepáticas en el volumen 3D, aisladas del resto de los componentes de la imagen original.



Caso clínico 1

Caso clínico 2

Fig. 4.22. Visualización del volumen hepático en tres dimensiones. Mapas de superficie 3D.

Obtención de las proyecciones hepáticas

Finalizada la segmentación del hígado, se realizó un cambio de coordenadas de manera de transformar las regiones hepáticas de los cortes coronales en cortes transversales.

Las regiones de interés (ROI¹) hepáticas definidas sobre los cortes transversales se utilizaron para separar exclusivamente la imagen del hígado sobre dichos cortes. Para esto, se realizó una operación algebraica, consistente en efectuar el producto punto a punto entre la matriz conteniendo los cortes transversales originales y la matriz conteniendo las ROI hepáticas.

$$\text{hígado} = \text{transversal} .* \text{roisT}; \quad (39)$$

¹ ROI, del inglés: Region of interest.



Dado que las ROI hepáticas toman valores de píxel igual a uno, en las zonas donde se encuentra la imagen del hígado, y valores de píxel igual a cero en el resto de la matriz, la nueva matriz resultante tomará solo los valores de la actividad hepática en la zona correspondiente al hígado, y el resto del campo de visión tomará valores de píxel igual a cero.

La transformada de Radón de la imagen

Obtención de las proyecciones

A partir de la serie de imágenes hepáticas transversales aisladas, se obtuvieron las proyecciones hepáticas aisladas de su entorno, de la siguiente manera:

Se efectuó una rotación de la matriz del corte transversal hepático, llevándola a la posición de -135° , tal como fueron adquiridos los datos clínicos originales.

Luego se integró cada columna de la matriz, obteniendo de esta manera una matriz de la proyección hepática para ese ángulo.

Se reiteró el procedimiento de rotación, con un incremento en el intervalo angular de $180^\circ/64$ proyecciones, integrando para cada intervalo y obteniéndose un conjunto de 64 proyecciones sobre un arco de 180° .

Modificación de la actividad hepática

De esta manera se obtuvieron las proyecciones del hígado, aislado de las demás estructuras presentes originalmente en su entorno.

Dado que al realizar la reconstrucción tomográfica de las proyecciones originales, se introduce un factor de escala que afecta el valor de las cuentas¹ de cada píxel del corte reconstruido, se debió estimar el valor de dicho factor. Para ello, a partir del corte transversal del estudio original se calculó la transformada de Radón para

¹ Cuentas: Medida relativa de la actividad de una fuente radioactiva en un intervalo de tiempo dado.

la proyección correspondiente a la vista anteroposterior del paciente y se la relacionó con la proyección al mismo ángulo del estudio conteniendo las proyecciones originales, calculando de esta manera el factor de escala.

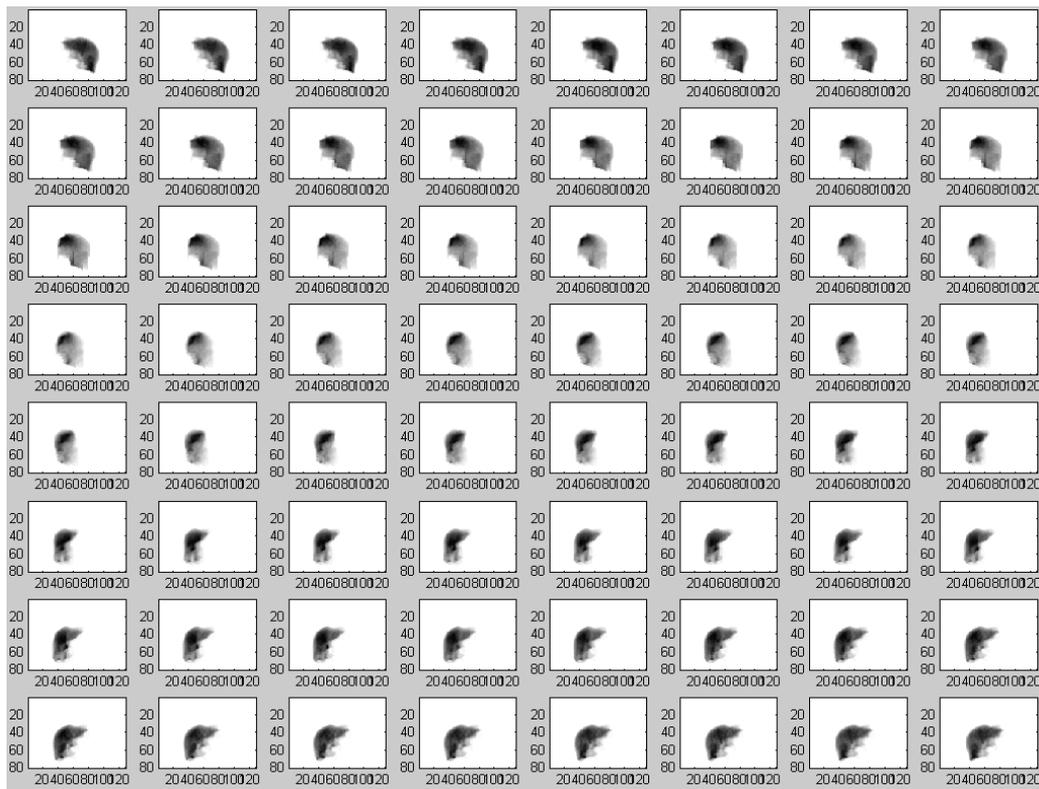


Fig. 4.23. Conjunto de proyecciones hepáticas obtenidas a distintos ángulos, aisladas del resto de las estructuras presentes en el estudio.

De esta forma, la matriz de proyecciones hepáticas, fue sometida a una nueva transformación lineal, a partir de la cual se redujeron sus valores de actividad píxel a píxel, aplicando un factor de corrección determinado.

$$\text{proyeccionHCorr} = \text{proyeccionH} * \text{FEscala} * (1 - f); \quad (40)$$

donde,

f es la fracción de la actividad hepática original

FEscala es el factor de escala



Luego, estos valores fueron utilizados para ser restados a la matriz original de las proyecciones del paciente, disminuyendo de esta manera la actividad hepática en el estudio a valores tendientes al valor de fondo.

$$\text{proyeccionCorr} = \text{proyeccion0} - \text{proyeccionHCorr}; \quad (41)$$

Modificación del archivo DICOM

Reagrupación de datos

Los datos de las proyecciones debieron reagruparse, para que se correspondan con la estructura original presente en el estudio clínico del paciente.

El primer conjunto de 32 proyecciones debió intercambiarse con el segundo grupo también de 32 proyecciones, de manera de satisfacer el ordenamiento original debido a la configuración de detectores descripta inicialmente.

Escritura de datos

Debido a que el software del equipo de imágenes solo interpreta la estructura del archivo clínico dentro de la estructura de directorio presentes en el CD donde se transfirieron los archivos DICOM, fue necesario incorporar los datos modificados al archivo original, manteniendo la estructura existente en el CD. Así, debió realizarse un proceso de "clonación" que reemplazaba solamente los datos del bloque de imágenes en la estructura original.

El bloque de imágenes debió ser re-escrito con los datos de las proyecciones corregidas, reemplazando los datos de las proyecciones originales. El valor de cada píxel para toda la serie de proyecciones, fue escrito de manera secuencial, grabando con longitud de dos bytes, el contenido de cada elemento de la imagen.



MATLAB provee una función que calcula la posición del comienzo del bloque de imágenes. De esta forma, la posición del primer byte que deberá escribirse estará dada por el siguiente valor de Offset:

$$\begin{aligned} \text{Dinfo} &= \text{dicominfo}(\text{archivo}); \\ \text{Offset} &= \text{Dinfo.StartOfPixelData}; \end{aligned} \quad (42)$$

Sin embargo, este valor no resultó el adecuado para grabar los datos, y debió calcularse estableciendo la diferencia entre el tamaño total del archivo en bytes y el tamaño del bloque de imágenes, ya que éste se encuentra ubicado al final de la estructura del archivo.

$$\text{Offset} = \text{TamañoArchivo} - \text{TamañoBloqueImágenes}; \quad (43)$$

donde, el tamaño de archivo se calcula a partir de la función de MATLAB:

$$\text{TamañoArchivo} = \text{Dinfo.FileSize};$$

Y,

$$\text{TamañoBloqueImágenes} = \text{nImg} * \text{filas} * \text{cols} * \text{bytes}; \quad (44)$$

donde,

nImg	es el número de proyecciones
filas	es el número de filas de la matriz de imágenes
cols	es el número de columnas de la matriz de imágenes
bytes	es el número de bytes requeridos para grabar el valor del píxel



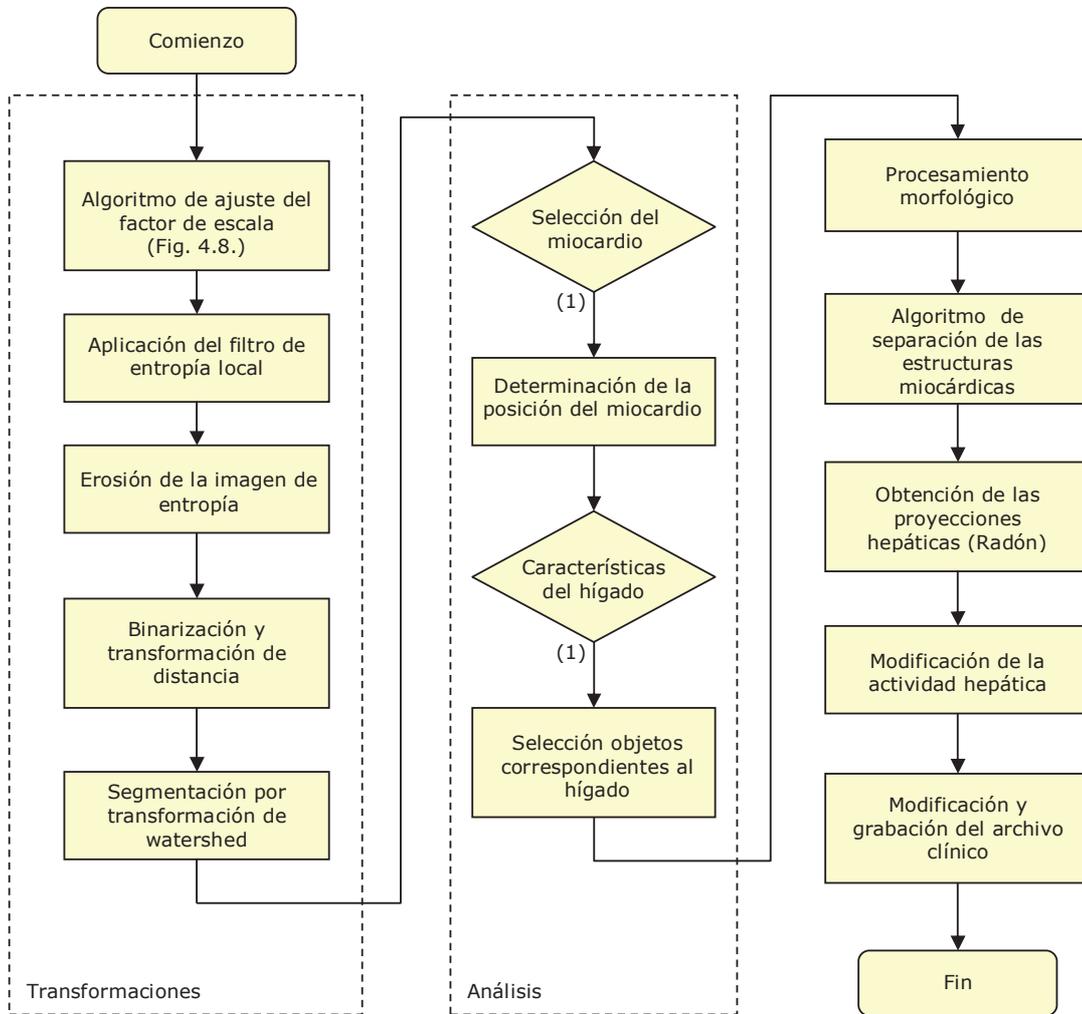
Así, el valor de offset suministrado por la función provista por MATLAB "Dinfo.StartOfPixelData" arrojaba un valor de 136612 bytes, mientras que el calculado fue de 136624, habiendo entre ellos una diferencia de 12 bytes.

De esta forma se incorporaron los datos modificados al archivo original del estudio clínico del paciente.

Este archivo fue utilizado para reemplazar al original dentro de la estructura de datos y directorio del CD donde se exportaron los estudios desde el equipo de imágenes. Esta estructura de CD fue grabada en un nuevo CD de datos.

Luego, los archivos pudieron ser importados y procesados con el software del equipo del sistema SPECT.

El diagrama de flujo de la figura 4.24 muestra en forma esquemática el procedimiento hasta aquí empleado.



(1) Si cumple con las características del órgano

Fig. 4.24. Diagrama de flujo del procedimiento.



Procesamiento del estudio

Las proyecciones corregidas incorporadas al sistema de imágenes, fueron entonces reconstruidas con el programa de reconstrucción tomográfica presente en la computadora del sistema.

Se realizaron dos tipos de procesamientos. El primero, fue realizado con el objeto de evaluar técnicamente la modificación y/o simulación de la imagen hepática en los cortes tomográficos convencionales.

El segundo procesamiento, fue realizado con el objeto de evaluar clínicamente las imágenes originales y las modificadas, siguiendo el protocolo clínico para el estudio de perfusión miocárdica utilizado en el servicio de medicina nuclear.

Para el primer procesamiento se utilizó el algoritmo OSEM. Los parámetros de reconstrucción utilizados fueron 8 subsets, 15 iteraciones y aplicación de un filtro espacial pasabajo de 8 mm. Se obtuvieron los cortes de reconstrucción en los planos transversales, coronales y sagitales.

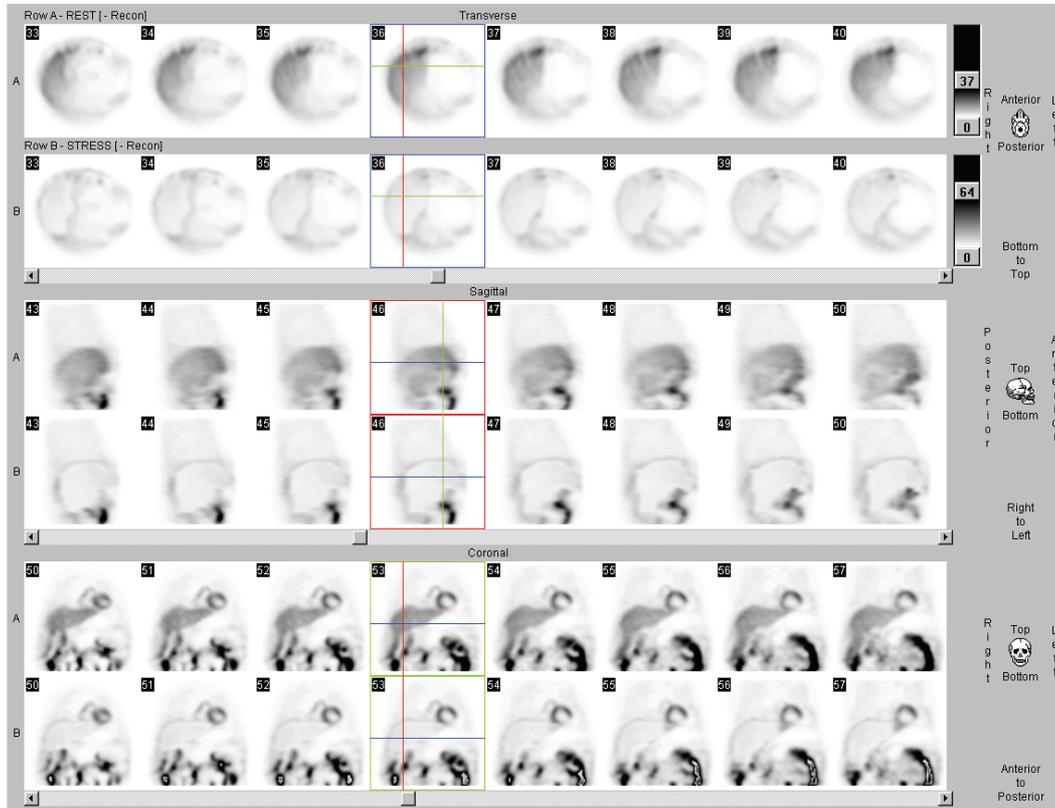


Fig. 4.24. Presentación apareada de los estudios original (superior) y corregido (inferior). Cortes transversales (arriba), cortes sagitales (centro) y cortes coronales (abajo).

En la presentación del estudio (Fig. 4.24) se observan tres grupos de cortes correspondientes a los planos transversales, sagitales y coronales respectivamente. En la primera fila de cada subgrupo puede apreciarse el estudio original mostrando la actividad hepática, y en la segunda fila se observa el estudio corregido con la actividad del hígado disminuida.

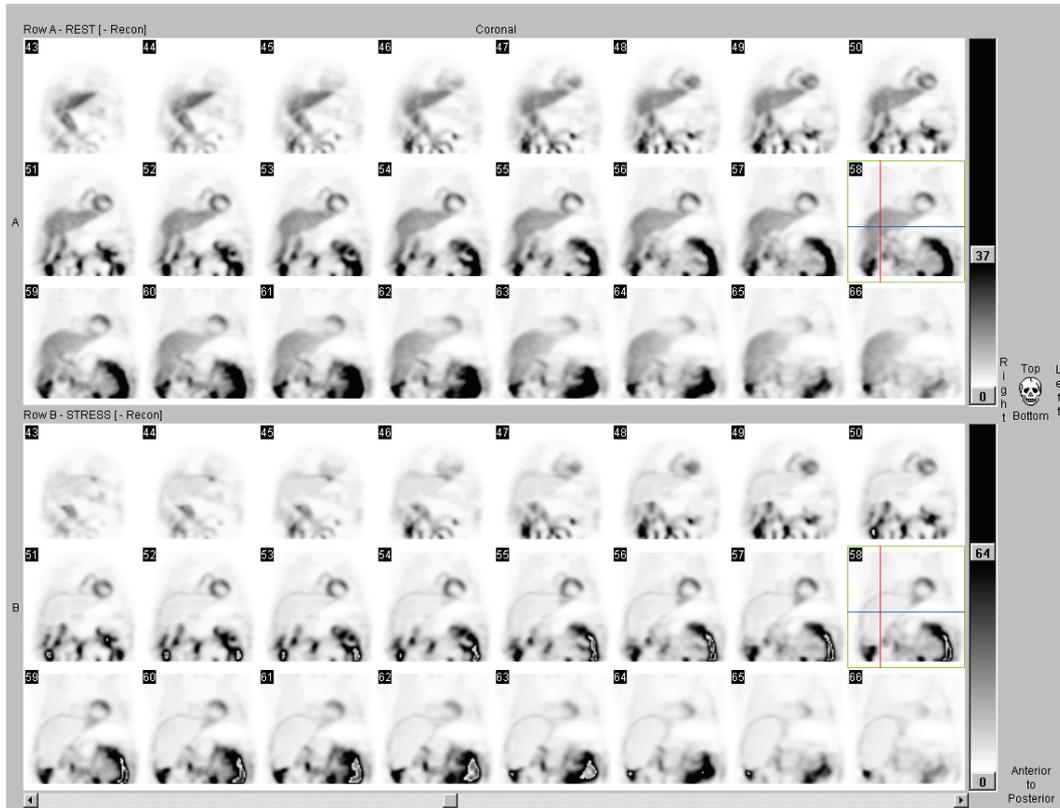


Fig. 4.25. Presentación apareada de los cortes coronales originales (arriba) y corregidos (abajo).

En la figura 4.25 se presenta el conjunto de cortes coronales en toda su extensión, mostrando el estudio original en la parte superior (arriba), y a continuación el estudio corregido.

Evaluación clínica

Con objeto de realizar la evaluación clínica de los estudios corregidos, los cortes fueron reconstruidos utilizando el algoritmo de retroproyección filtrada (RPF), empleando un filtro butterworth, de orden 5, y utilizando una frecuencia de corte de 0.35 Nyq. No se aplicó corrección de atenuación por el método de Chang por no formar parte integral del protocolo clínico utilizado.

Los cortes correspondientes a los planos cardíacos convencionales¹, eje corto, eje largo vertical y eje largo horizontal fueron presentados en el sistema de visualización del equipo (3D Display), de forma apareada, de manera de hacer corresponder los cortes originales de referencia con los modificados. Para su visualización se utilizó una tabla de colores warm-metal. Dicha tabla muestra en tonos que van desde el celeste-azul-violeta las áreas de menor concentración de actividad, y del rojo-amarillo-blanco las zonas de mayor captación (Fig. 4.26).

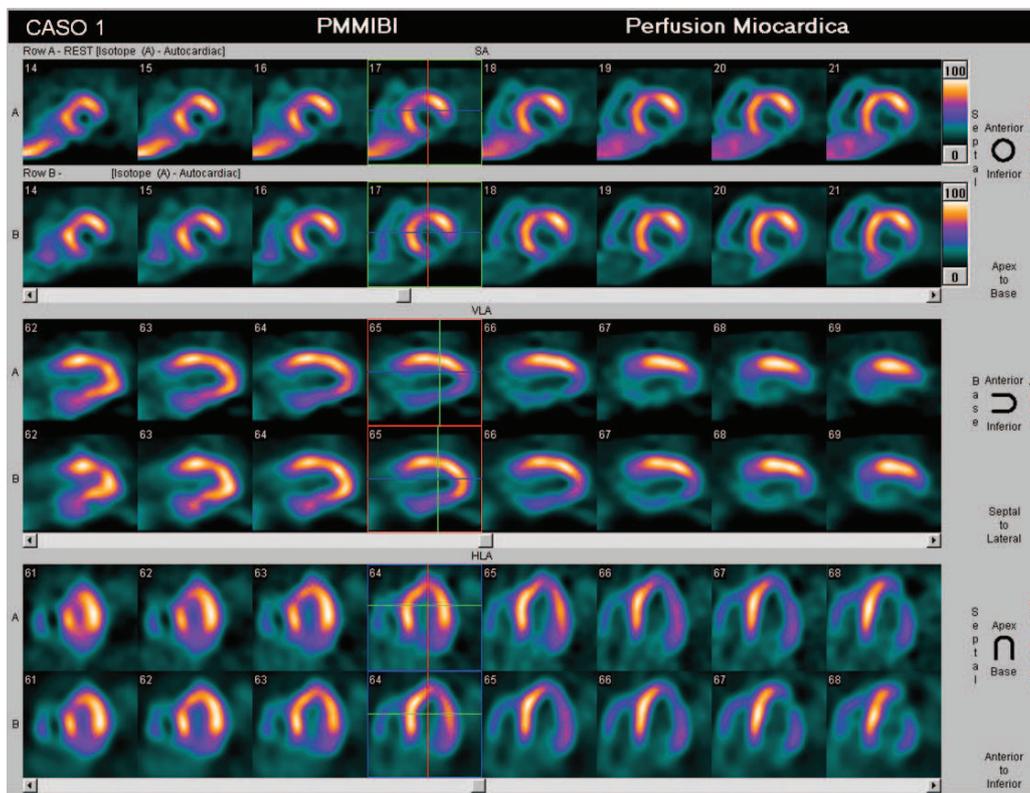


Fig. 4.26. Corrección sobre un caso clínico. Estudio original (superior) y corregido (inferior) mostrado los ejes cardíacos convencionales en una presentación habitual de un estudio clínico.

¹ Planos cardíacos convencionales: El eje corto cardíaco es el conjunto de planos perpendiculares al eje largo cardíaco, que divide al corazón en cortes que van desde la base del miocardio hasta el ápex. Los ejes largo vertical y largo horizontal son los planos paralelos al eje largo, que dividen al corazón desde el septum hasta la cara lateral, y desde la cara anterior hasta la cara inferior respectivamente.



Se analizaron cualitativamente las imágenes observando la permanencia, disminución o desaparición de los defectos de perfusión originales. De esta manera, se evaluó la presencia o desaparición del artefacto.

Simulaciones

Debido a la dificultad de contar con casos clínicos ideales que presenten moderada o elevada captación hepática, juntamente con la ausencia de enfermedad coronaria en la zona donde el artefacto pudiera hacerse presente, se planteó la necesidad de evaluar el procedimiento utilizado a partir de la realización de simulaciones.

Para esto se seleccionó un estudio clínico normal de perfusión miocárdica que mostrara captación hepática nula. Dicho estudio fue tomado como estándar de referencia.

A las proyecciones del caso estándar, se le agregaron imágenes sintetizadas del hígado, provenientes del proceso de segmentación de uno de los casos anteriormente descritos (Fig. 4.22, caso 2). De esta manera se simuló la presencia de captación hepática con el objeto de evaluar su incidencia sobre las paredes del ventrículo izquierdo.

Se crearon dos diferentes estudios clínicos, estableciendo para la estructura hepática dos distintos niveles de concentración de actividad del radiofármaco.

Los estudios clínicos así creados fueron importados, reconstruidos y visualizados en el sistema de procesamiento del equipo, presentando para su evaluación las imágenes de forma apareada junto al caso de referencia.

Correcciones en el estudio de simulación

El estudio que contenía los datos de la simulación fue luego reconstruido y exportado para someterlo al procesamiento por medio del procedimiento elaborado

en MATLAB. De esta manera, la actividad hepática fue removida, y posteriormente se volvió a reconstruir el estudio en el equipo de imágenes para observar los resultados del procedimiento.

En la figura 4.27 se presentan en tres diferentes filas los cortes coronales correspondientes al estudio de referencia, al de la simulación y por último al de la corrección.

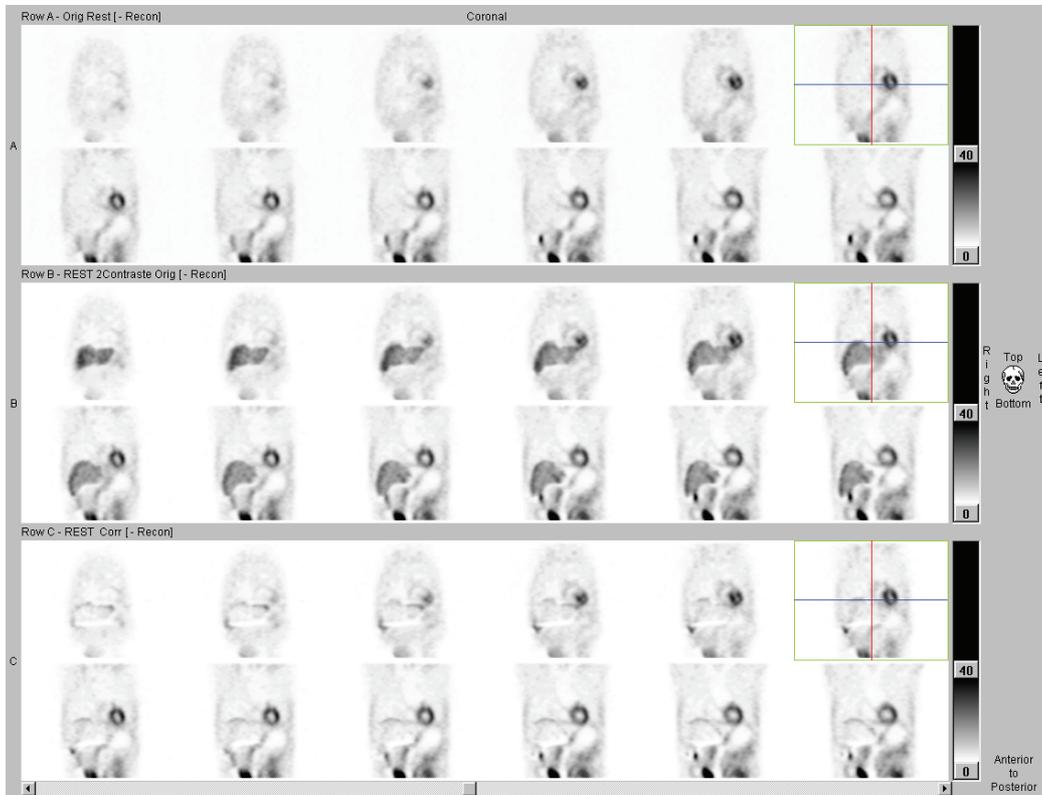


Fig. 4.27. Simulación y corrección sobre el estudio de referencia. Cortes coronales en los estudios de referencia (arriba), simulación (centro) y corrección (abajo).

Las imágenes de la figura 4.28 muestran los cortes del eje corto cardíaco correspondientes al estudio de referencia, al de la simulación y al de la corrección.

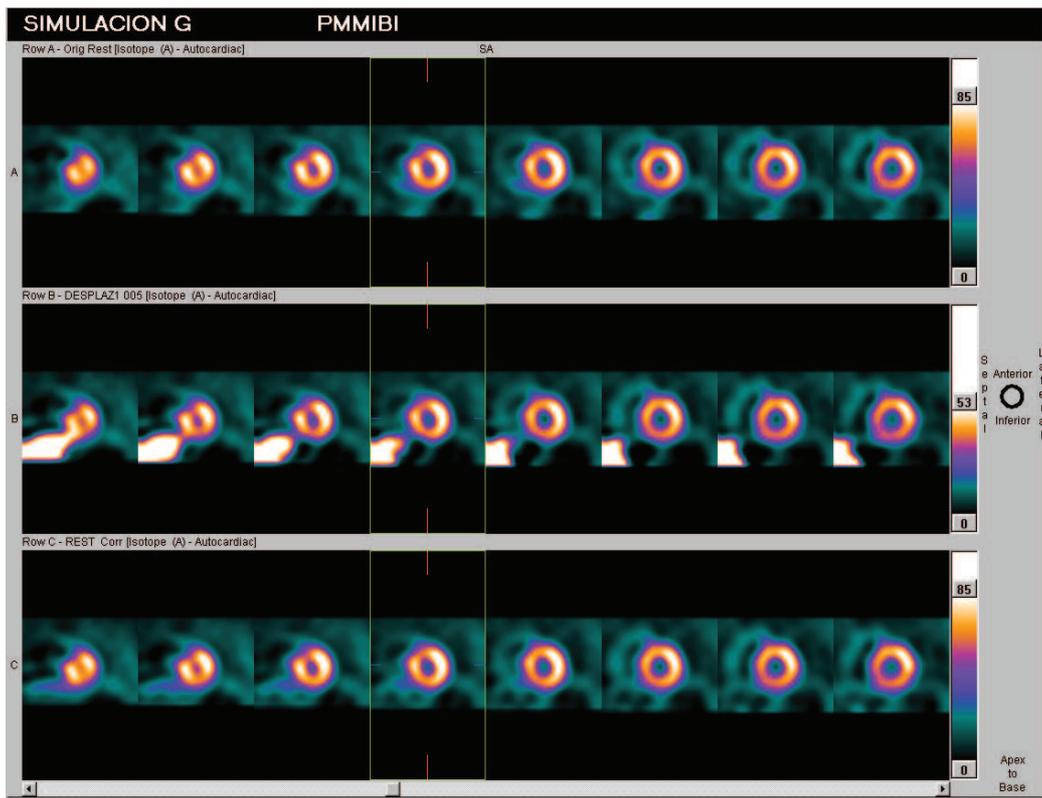


Fig. 4.28. Eje corto cardíaco en los estudios de referencia (arriba), simulación (centro) y corrección (abajo).



V. RESULTADOS

Resultados de los ensayos previos

Los resultados obtenidos durante la realización de los ensayos previos de segmentación de las imágenes utilizando los métodos tradicionales no han sido del todo satisfactorios y han motivado la búsqueda de nuevas herramientas de procesamiento digital de imágenes.

Las técnicas tradicionales de segmentación, tales como la binarización por umbral y la determinación de bordes utilizando filtros convencionales, presentaron dificultades frente a las características propias de la imagen planar y tomográfica de medicina nuclear. La presencia de ruido estadístico, bajo contraste y pobre resolución espacial de estas imágenes, dificultaron en gran medida la separación de estructuras durante el proceso de segmentación, presentándose discontinuidad en el trazado de bordes y la aparición de bordes espurios. De igual modo, se dificultó notablemente la automatización de los procedimientos utilizados, debido a la imposibilidad de ajustar el conjunto de variables para responder de manera general a la diversidad de imágenes y particularidades de cada estudio clínico.

Debido a esto, se ha propuesto la utilización de un conjunto de herramientas entre las que se destacan la aplicación de la transformación de entropía local, junto al tratamiento morfológico de las imágenes y segmentación utilizando la transformación de watershed.

El empleo de estas técnicas ha permitido segmentar correctamente un amplio conjunto de imágenes, lográndose además la automatización total de los procedimientos utilizando módulos basados en herramientas de inteligencia artificial.

Resultados sobre el fantoma

La aplicación del procedimiento sobre el fantoma, ha mostrado una correcta segmentación del mismo. En el gráfico de la figura 5.1 se muestran superpuestos los perfiles de las imágenes del fantoma en distintas etapas del proceso de segmentación. Los perfiles en azul, rojo y negro corresponden a las imágenes originales, a las del filtrado de entropía regional y a la imagen segmentada respectivamente. A simple vista se observa una muy buena correspondencia entre los bordes para los distintos grupos de imágenes.

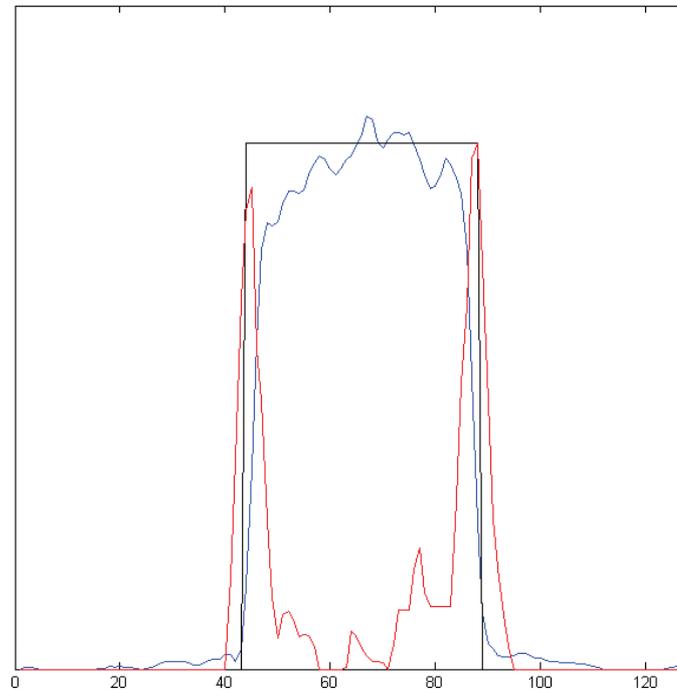


Fig. 5.1. Perfiles de actividad sobre el estudio con fantoma mostrando las distintas etapas del procedimiento.

En la tabla 5.1 se muestran los valores de coordenadas en x, de los píxeles correspondientes a los bordes de las imágenes mencionadas, y el cálculo del espesor del corte. Los bordes y espesores fueron medidos utilizando la función



FWHM¹ en el caso de las imágenes original y segmentada, y medido en el punto de máxima entropía en el caso de la imagen tratada con el filtro de entropía local.

Imagen	X1	X2	Ancho en pixeles	Ancho en mm
Original	45	87	42	201.40
Entropía	45	88	43	206.19
ROI	44	89	45	215.78

Tabla 5.1. Valores de coordenadas X1 y X2 correspondientes a los bordes del fantoma, junto a su espesor expresado en píxeles y en mm, obtenidos sobre los perfiles de la imagen original, la de entropía y la ROI.

La medida del fantoma es de 20 cm de diámetro, y el error absoluto calculado sobre las imágenes de entropía y las ROI fue 4.79 mm y 14.18 mm respectivamente. El error en la estimación del ancho del corte en la imagen de entropía estaría por debajo o del orden del valor del tamaño del píxel y muy por debajo de la resolución del sistema. El error calculado sobre las regiones de interés es mayor al calculado sobre las imágenes de entropía y se debe a la aplicación de las técnicas morfológicas de dilatación. Dichas técnicas fueron utilizadas para evitar los efectos de bordes, extendiendo los límites de las ROI un píxel más allá del punto de inflexión correspondiente al borde del objeto.

Resultados sobre el estudio clínico

La aplicación clínica del procedimiento ha mostrado una correcta segmentación de la estructura hepática, permitiendo el reemplazo de la concentración de actividad del hígado por valores cercanos a la actividad de fondo.

¹ FWHM, del inglés: Full Width at Half Maximum, Ancho del pico a la mitad de la altura.

Las imágenes de la figura 5.2 muestran el resultado de la segmentación en un estudio clínico (caso 4) y el reemplazo de la actividad hepática por valores del 60, 50 y 30% de su captación original.

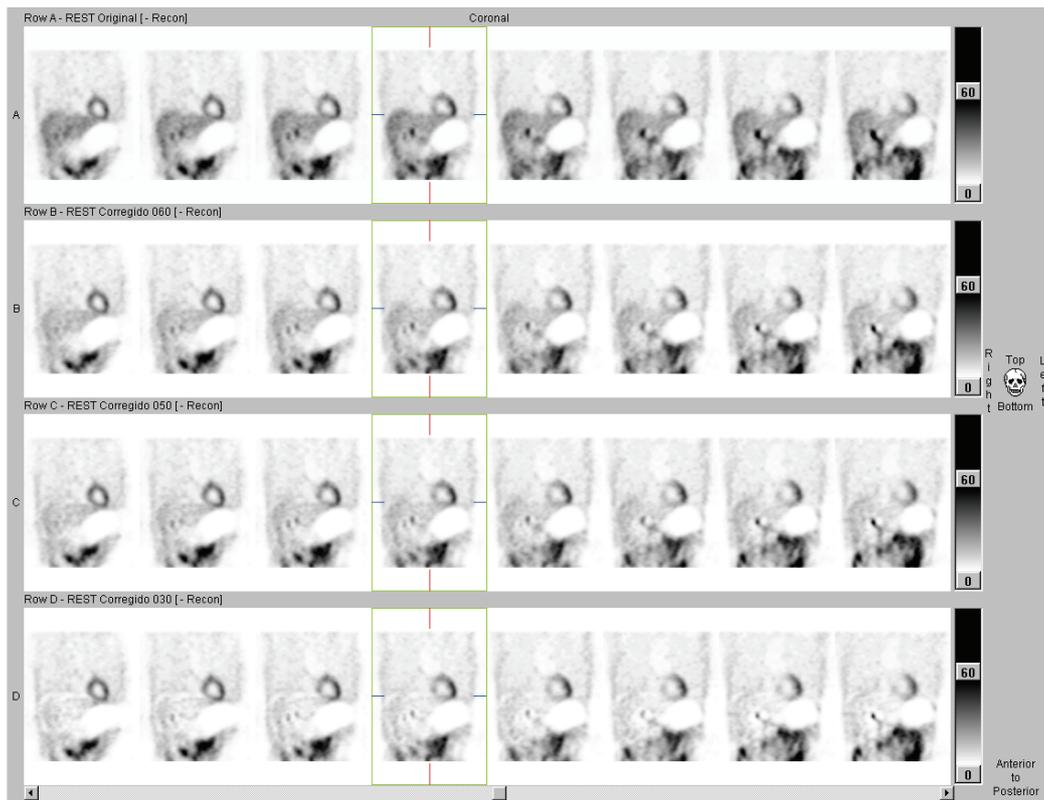


Fig. 5.2. Reemplazo de la actividad hepática. Estudio original (arriba) junto a correcciones con el 60, 50 y 30 % de la actividad hepática original.

En las imágenes de la figura 5.3 se presenta el conjunto de cortes coronales con la actividad hepática disminuida al 30% de su valor original.



Fig. 5.3. Estudio original (arriba) y correcciones de la actividad hepática disminuida al 30% de la actividad original (abajo).

En la figura 5.4 se presenta para su evaluación clínica el mismo caso anterior (caso 4) mostrando una leve hipoperfusión del septum anterior e inferior en los segmentos medios y basales en el eje corto, leve hipoperfusión de los segmentos inferiores en el eje corto, y leve hipoperfusión del septum distal e hipoperfusión del septum proximal en los segmentos inferiores en el eje largo horizontal.

Los hallazgos observados en el eje corto mejoran levemente en el estudio corregido aunque se observa un mayor deterioro de la perfusión de los segmentos inferiores. Dicho defecto, no observado en el estudio original, quizás debido a superposición de actividad, se presenta claramente en los segmentos medios inferiores en el eje largo vertical del estudio corregido.

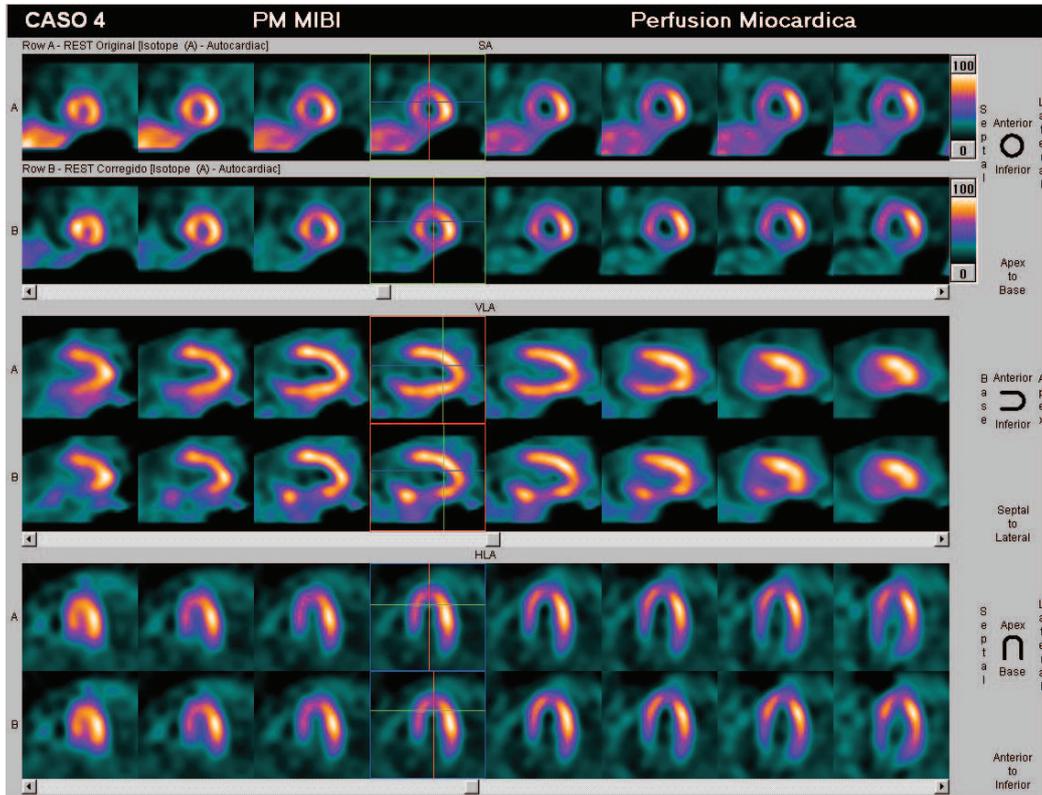


Fig. 5.4. Corrección sobre un caso clínico (caso 4). Estudio original (superior) y corregido (inferior) presentado en el eje corto (arriba), eje largo vertical (centro) y eje largo horizontal (abajo).

En la figura 5.5 se presenta otro caso clínico (caso 1), donde se observan defectos de perfusión en los segmentos inferiores e inferolaterales en el eje corto, hipoperfusión de los segmentos anteroapicales, inferobasales, inferiores e inferoapicales en el eje largo vertical e hipoperfusión de los segmentos lateroapicales, laterales y laterodorsales en el eje largo horizontal.

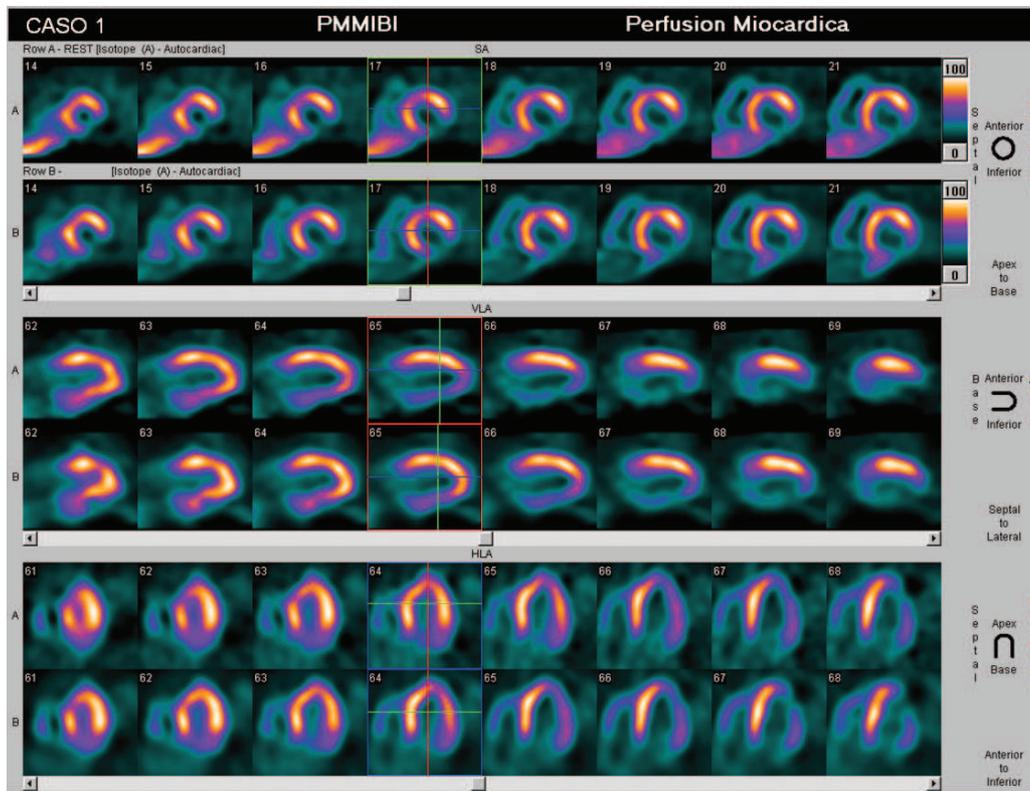


Fig. 5.5. Corrección sobre un caso clínico. Estudio original (superior) y corregido (inferior) presentado en el eje corto (arriba), eje largo vertical (centro) y eje largo horizontal (abajo).

En el estudio corregido se observa una moderada mejoría de la perfusión en los segmentos anteroapicales, inferobasales, inferiores e inferoapicales en el eje largo vertical, no se observan cambios significativos en el eje corto y se observan moderadas mejorías en la perfusión de los segmentos anteroseptales, con moderada acentuación de los defectos de perfusión de los segmentos lateroapicales y laterales en el eje largo horizontal.

A partir de dicho informe se puede concluir que el estudio clínico evaluado muestra marcados defectos de perfusión miocárdica, consecuencia de la condición clínica del paciente, existentes en las zonas donde podría encontrarse la presencia de artefactos. Las mejoras observadas en el estudio corregido son moderadas y dicha moderación sería atribuible a la presencia efectiva de enfermedad coronaria.



La evaluación clínica de los estudios corregidos ha permitido observar una mejora en la perfusión de los segmentos inferoseptales e inferiores del VI con respecto a los estudios originales afectados por el artefacto. La magnitud de dicha mejora debió analizarse ante la presencia de enfermedad coronaria y en el contexto de la situación clínica de cada paciente. Por tal motivo se propuso la aplicación del procedimiento en estudios de simulación.

Resultados sobre el estudio de simulación

El trabajo efectuado sobre los estudios de simulación permitió evaluar los resultados independientemente de la existencia de enfermedad coronaria presente en los estudios clínicos.

La introducción de las imágenes del hígado en el estudio de simulación permitió determinar la existencia de zonas de hipoperfusión en la cara inferoseptal e inferior del VI, que no se hallaban presentes en el estudio de referencia. De esta manera se pudo establecer la presencia del artefacto y sus características.

El conjunto de imágenes que se presenta en la figura 5.6 muestra los tres planos cardíacos. El eje corto, el eje largo vertical y el eje largo horizontal. El estudio de referencia se ubica en la parte superior de cada subconjunto, y el estudio de simulación por debajo de éste.

Dicha presentación es la utilizada por el médico especialista en medicina nuclear para realizar la evaluación diagnóstica del estudio clínico. En la zona inferior izquierda del primer subgrupo, correspondiente al plano del eje corto, se observa saturada en blanco, la imagen hepática del estudio de simulación.

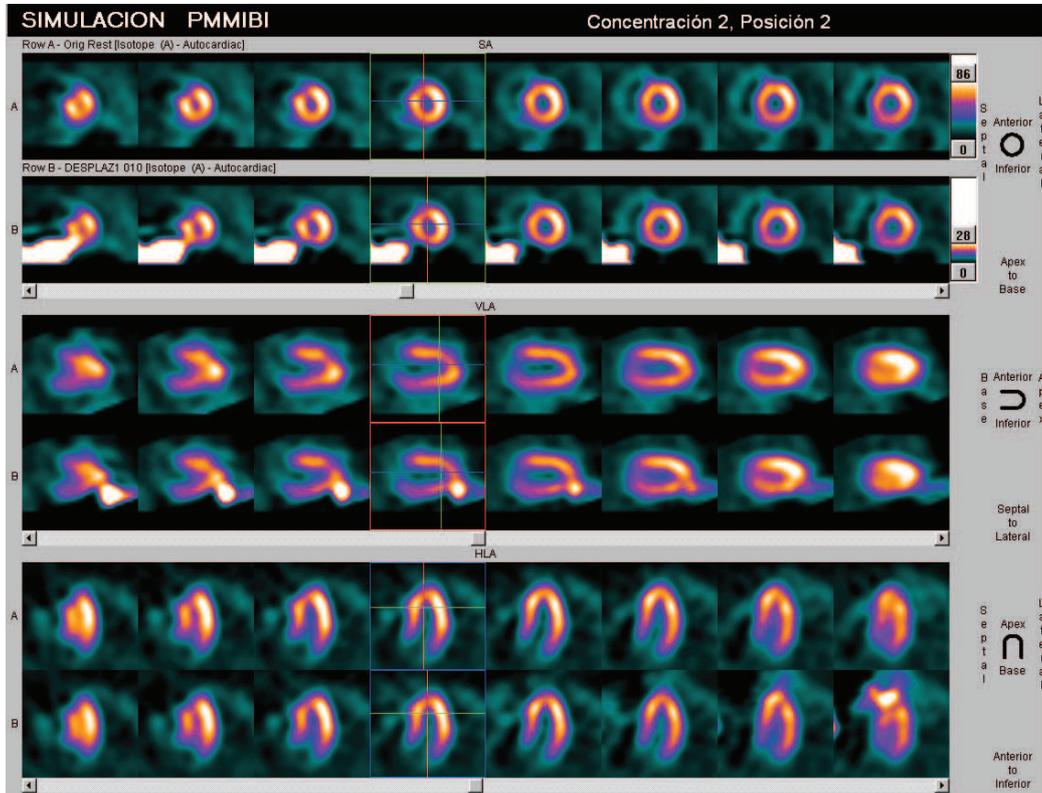


Fig. 5.6. Estudio de referencia (superior) y simulación (inferior) presentado en el eje corto, eje largo vertical y eje largo horizontal.

En la figura 5.7 se observa el mismo estudio, utilizando una tabla de colores que permite apreciar los contornos del miocardio.

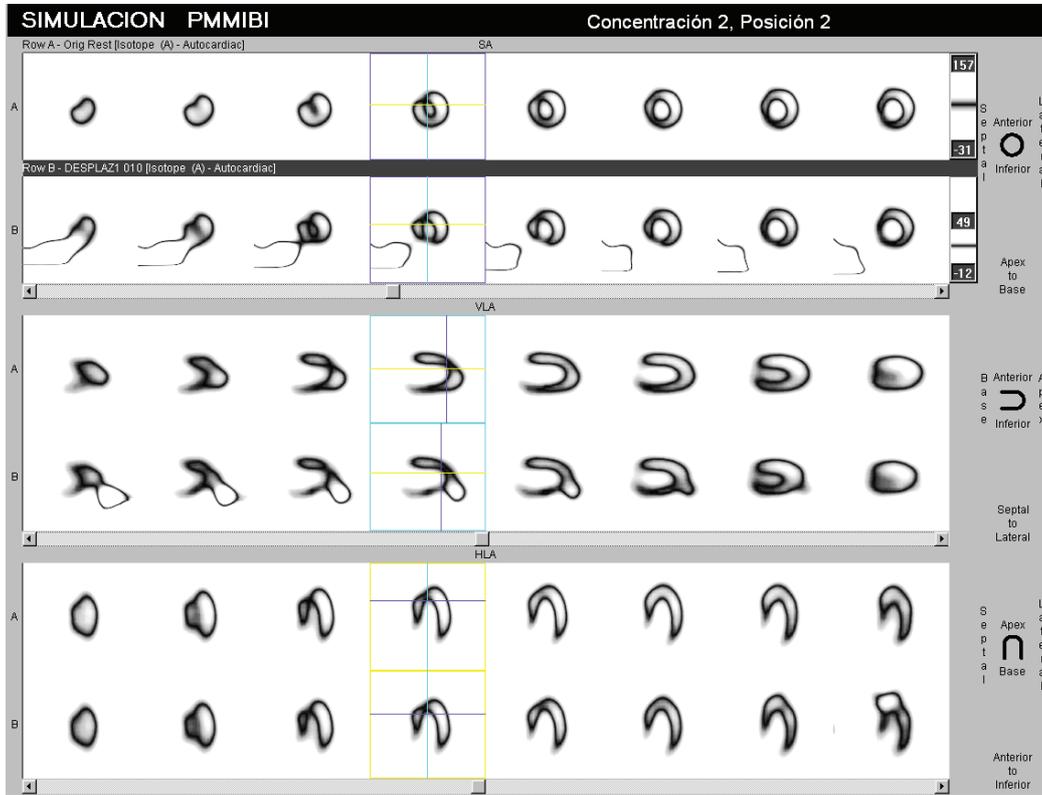


Fig. 5.7. Estudio de referencia y simulación mostrando los contornos del ventrículo izquierdo.

El siguiente grupo de imágenes (Fig. 5.8) muestra un detalle de las imágenes anteriores. En el estudio de referencia, ubicado en la parte superior de la serie de imágenes, se observa la distribución original del radiofármaco. En la parte inferior del conjunto de imágenes, cada imagen se corresponde espacialmente con el nivel de corte visto en la imagen de arriba. En ellas se observa como la presencia de las estructuras hepáticas, afecta la distribución de actividad original (ver flechas), produciendo un defecto de la captación en las caras inferoseptal e inferior del VI.

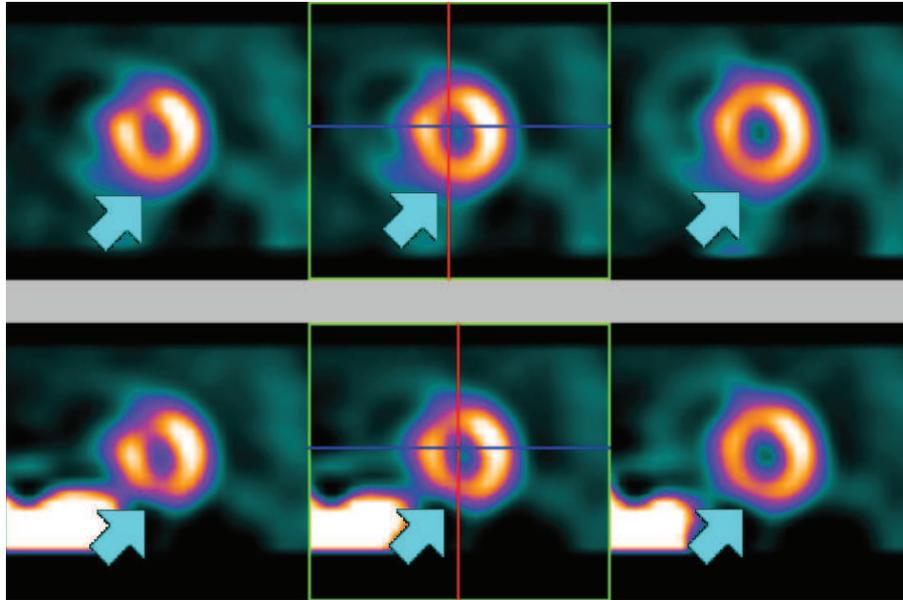


Fig. 5.8. Detalle de los defectos de perfusión en el eje corto. Estudio de referencia (arriba) y estudio de simulación (abajo).

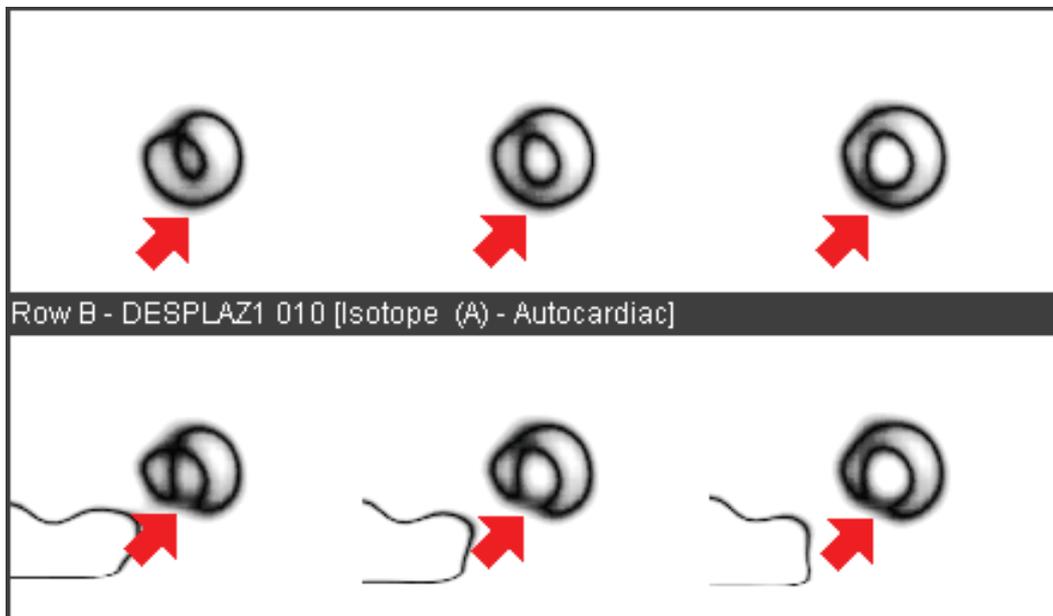


Fig. 5.9. Detalle de los defectos de perfusión. Estudio de referencia (arriba) y estudio de simulación (abajo) con detalles de los bordes del VI.

Resultados sobre la corrección en la simulación

Las imágenes de la figura 5.10 muestran el estudio de referencia libre de actividad hepática, el estudio de simulación al cual se le ha incorporado la imagen de hígado y en tercer lugar el estudio corregido.

En dichas imágenes se observa cómo el defecto de perfusión de la cara infero-septal y la cara inferior presentes en la 3ra., 4ta., y 5ta. columna de la imagen de simulación (centro), se ve claramente normalizado en las columnas correspondientes en la imagen corregida (abajo).

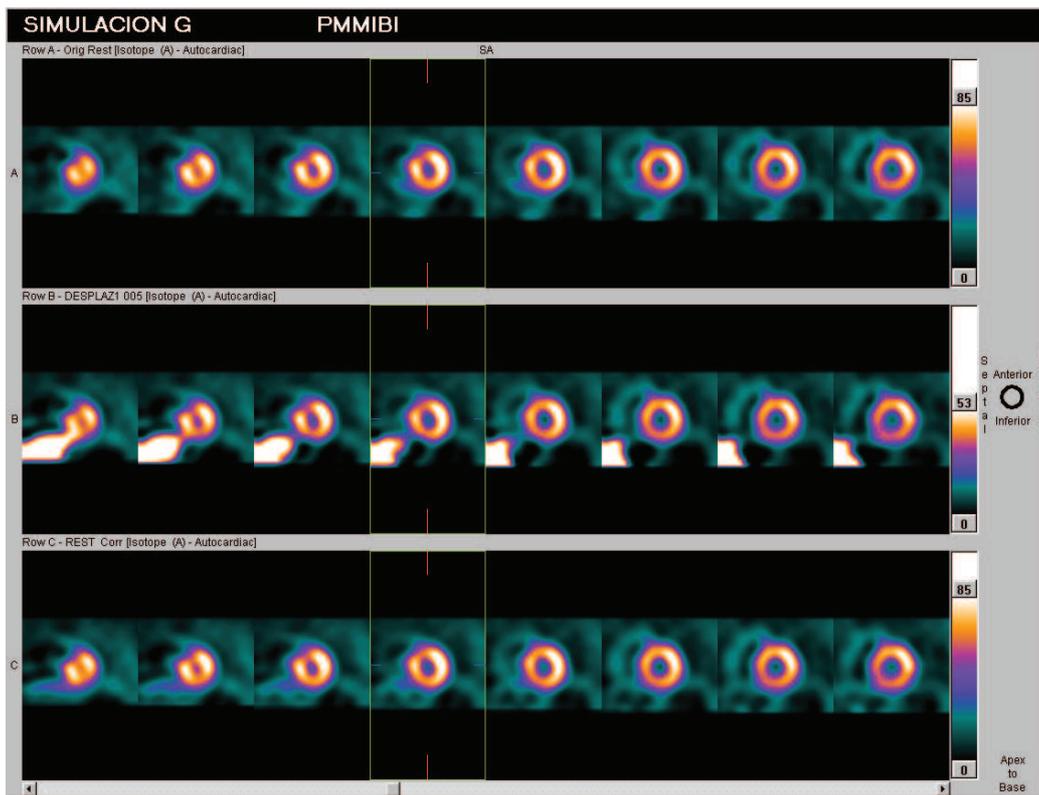


Fig. 5.10. Corrección en la simulación. Eje corto cardíaco en los estudios de referencia (arriba), simulación (centro) y corrección (abajo).

Las imágenes que se presentan en la figura 5.11 son las mismas que las mostradas en la figura 5.10. En ellas se ha empleado una tabla de colores que permite apreciar de mejor manera los contornos del miocardio.

En las imágenes correspondientes al estudio corregido (abajo), se observa la desaparición de la imagen hepática sobre la totalidad de la serie de cortes, junto a una marcada mejoría en la perfusión de las zonas afectadas, poniendo en evidencia la desaparición del artefacto presente en las imágenes del estudio de simulación (centro).

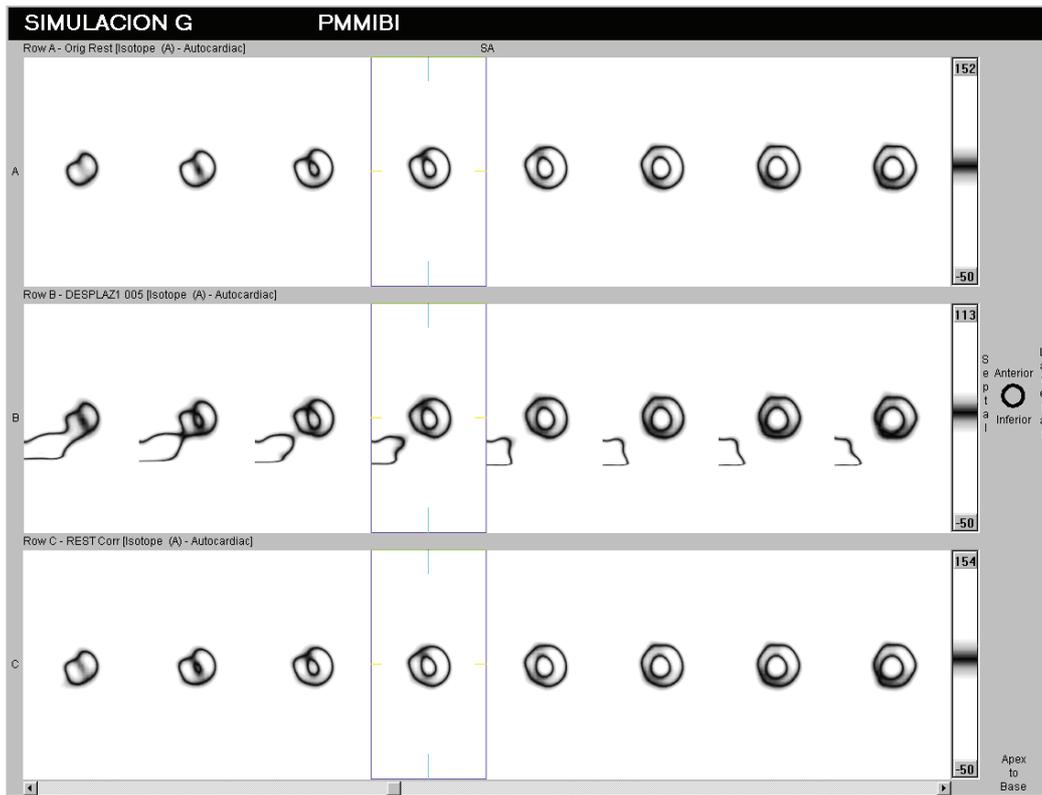


Fig. 5.11. Corrección en la simulación. Eje corto cardíaco en los estudios de referencia (arriba), simulación (centro) y corrección (abajo).



VI. DISCUSIÓN

La metodología propuesta, ha demostrado ser de gran utilidad para el análisis y corrección de los artefactos de origen fisiológico mencionados. La innovadora utilización de técnicas de filtrado de entropía local de las imágenes, junto a las técnicas de segmentación empleadas, se postulan como herramientas complementarias de gran potencial para la detección de bordes frente a los problemas descritos para los métodos tradicionales.

Algunas de las dificultades encontradas en relación a la determinación de los bordes se relacionan con las características propias de las imágenes tomográficas empleadas. La imposibilidad de utilizar los métodos de corrección de atenuación no uniforme provistos por el fabricante, por no contar con las fuentes de transmisión adecuadas, y la no aplicación de otros métodos de corrección como el de Chang, por no formar parte del protocolo utilizado han generado imágenes que por sus características dificultan la correcta delimitación de contornos. El gradiente observado, con disminución de la actividad hacia la zona central de los cortes transversales debido al efecto de la atenuación de la radiación, es un ejemplo de este tipo de particularidades. La falta de resolución propia de las imágenes de medicina nuclear, sumada a la disminución de la misma debido al efecto del volumen parcial presente en las pequeñas estructuras es otro de los inconvenientes a sortear a la hora de segmentar dichas estructuras.

Sin embargo, la metodología empleada, utilizada en combinación con nuevas herramientas de PDI e IA, que incorporen un mayor nivel de conocimiento de las imágenes y mayor toma de decisiones, se plantea como una aplicación promisoriosa para resolver este y otro tipo de dificultades encontrados en la práctica clínica.



VII. CONCLUSIÓN

Por todo lo expuesto, se ha podido demostrar que la presencia de actividad hepática en los estudios de perfusión miocárdica con tecnecio sestamibi es una de las causas de la aparición de artefactos que afectan la evaluación de la perfusión miocárdica del VI.

La utilización de las herramientas propuestas ha permitido la elaboración de procedimientos que pueden ser aplicados satisfactoriamente, demostrando la posibilidad de automatización y adaptabilidad de los mismos para corregir las causas de la generación de artefactos, permitiendo una evaluación más certera de los estudios clínicos.



VIII. BIBLIOGRAFÍA

1. Clinical Nuclear Cardiology. State of the Art and Future Directions. Bary L. Zaret, George A. Beller. 2005 Elsevier Mosby. 10.0.323-03494-7.
2. Artifacts and Pitfalls in Myocardial Perfusion Imaging. Steven Burrell, MD, and Anita MacDonald, BHSc. J Nucl Med Technol 2006; 34:193–211.
3. Removal of Liver Activity Contamination in Teboroxime Dynamic Cardiac SPECT Imaging with the Use of Factor Analysis. Arkadiusz Sitek, PhD, Edward V. R. Di Bella, PhD, Grant T. Gullberg, PhD, and Ronald H. Huesman, PhD. J Nucl Cardiol 2002; 9:197–205.
4. Operator-less Processing of Myocardial Perfusion SPECT Studies. Guido Germano, Paul B. Kavanagh, Johnny Chen, Parker Waechter, Hsiao-Te Su, Hosen Kiat and Daniel S. Berman. J Nucl Med 1995; 36:2127-2132.
5. Digital Picture Processing. Rosenfeld Azriel. 1976, Academic Press Inc. ISBN 0-12-597360-8.
6. Digital Image Precessing. Principles and Applications. Gregory A. Baxes. 1994, John Wiley & Sons, Inc. ISBN 0-471-00949-0.
7. Artificial Intelligence Techniques in Nuclear Cardiology. A report by Guido Germano, PhD. Cardiac Imaging Nuclear Cardiology. Business Briefing: US Cardiology 2006. 107-111.
8. Three-Dimensional Techniques and Artificial Intelligence in Thallium-201 Cardiac Imaging. E. Gordon DePuey, Ernest V. Garcia, and Norberto F. Ezquerra. AJR 152:1161-1168, June 1989 0361 -803X/89/1526-1 161. American Roentgen Ray Society.
9. Diagnostic Performance of an Expert System for the Interpretation of Myocardial Perfusion SPECT Studies. Ernest V. Garcia, C. David Cooke, Russell D. Folks, Cesar A. Santana, Elzbieta G. Krawczynska, Levien De Braal, and Norberto F. Ezquerra. J Nucl Med 2001; 42:1185–1191.
10. Automatic Reorientation of Three-Dimensional, Transaxial Myocardial Perfusion SPECT Images. Guido Germano, Paul B. Kavanagh, Hsiao-Te Su, Marco Mazzanti, Hosen Kiat, Roiy Hachamovitch, Kenneth F. Van Train, Joseph S. Areeda and Daniel S. Berman. J NucIMed 1995; 36:1107-1114.
11. Automatic Quantification of Myocardial Perfusion Stress–Rest Change: A New Measure of Ischemia. Piotr J. Slomka, PhD; Hidetaka Nishina, MD; Daniel S. Berman, MD; Xingping Kang, MD; John D. Friedman, MD; Sean W. Hayes, MD; Usaf E. Aladl, PhD; and Guido Germano, PhD. J Nucl Med 2004; 45:183–191.



12. A New Algorithm for the Quantitation of Myocardial Perfusion SPECT. I: Technical Principles and Reproducibility. Guido Germano, Paul B. Kavanagh, Parker Waechter, Joseph Areeda, Serge Van Krieking, Tali Sharir, Howard C. Lewin, and Daniel S. Berman. J NucIMed 2000; 41:712-719.
13. Matlab User's Guide. Matlab Version 7.0.1.24707 (R14) Service Pack 1. September 13, 2004. The MathWorks, Inc.
14. A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms. Otsu N. IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Vol. 9, No. 1, 1979, pp. 62-66.
15. Morphological Operations. Chapter 9. [http://ppsc.pme.nthu.edu.tw/prof/pme421600/Chapter 9 Morphological operations.pdf](http://ppsc.pme.nthu.edu.tw/prof/pme421600/Chapter%209%20Morphological%20operations.pdf).
16. Binary Morphology. Lecture 5. Bryan S. Morse, Brigham Young University, 1998–2000. http://homepages.inf.ed.ac.uk/rbf/CVonline/LOCAL_COPIES/MORSE/morph1.pdf.
17. A Mathematical Theory of Communication. Shannon C.E. The Bell System Technical Journal, Vol. 27, pp. 379–423, 623–656, July, October, 1948. Reprinted with corrections. <http://plan9.bell-labs.com/cm/ms/what/shannonday/shannon1948.pdf>.
18. La Ligne de Partage des Eaux. Centre de Morphologie Mathématique. Image Segmentation and Mathematical Morphology. <http://cmm.ensmp.fr/~beucher/wtshed.html>.
19. Watersheds in Digital Spaces: An Efficient Algorithm Based on Immersion Simulations. Vincent, Luc, and Pierre Soille. IEEE Transactions of Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 13, No. 6, June 1991, pp. 583-598.
20. Understanding Convolution Backprojection. Claude Nahmías, D.B. Kenyton and E.S. Garnett. Single Photon Emission Computed Tomography and other selected topic. The Society of Nuclear Medicine. 1980. ISBN 0-932004-06-7.
21. On the Determination of Functions from Their Integrals Along Certain Manifolds. Radon J. Math Phys Klass. 1917; 69:262-277.
22. Image Projections and the Radon Transform. RICE. <http://www.owlnet.rice.edu/~elec431/projects96/DSP/bpanalysis.html>.
23. A Method for Attenuation Correction in Radionuclide Computed Tomography. Chang LT. IEEE Trans Nucl Sci. 1978; 25:638–643.
24. The DICOM Standard. Digital Imaging and Communications in Medicine. 2007. National Electrical Manufacturers Association. <http://medical.nema.org>.