

Cuantificación del infarto de miocardio en imágenes PET mediante mapas polares

C. García-Villalba¹, L. Cusó¹, J. Pascau^{1,2}, M. Descó^{1,2}, J.J. Vaquero²

¹ Unidad de Medicina y Cirugía Experimental, Hospital General Universitario Gregorio Marañón, Madrid, desco@mce.hggm.es

² Departamento de Bioingeniería e Ingeniería Aeroespacial, Universidad Carlos III de Madrid, juanjose.vaquero@uc3m.es

Resumen

El análisis de la imagen de miocardio en cardiología nuclear es una herramienta muy importante para la valoración de la enfermedad coronaria, dado que permite la cuantificación objetiva de la extensión y de la intensidad del infarto de miocardio. En este trabajo se presenta una herramienta que permite realizar dicha cuantificación mediante el uso de mapas polares tanto estáticos como dinámicos, resultantes del análisis de la imagen PET que se viene realizando en los pacientes. Esta aproximación es una alternativa que permite la visualización integral del infarto en vez de requerir una segmentación (manual o asistida) de todas las rodajas tomográficas que componen el estudio.

1. Introducción

La mortalidad por infarto de miocardio en los países industrializados, aunque va disminuyendo considerablemente, sigue siendo una de las principales causas de muerte en todo el mundo. Un factor importante responsable de este descenso es la actuación sobre los factores de riesgo, así como la mejora de los tratamientos y mecanismos de diagnóstico. En pacientes con cardiopatía isquémica, la toma de decisiones clínicas requiere de técnicas que sean capaces de describir tanto la anatomía coronaria como de proporcionar índices funcionales objetivos, que permitan la detección precoz de la enfermedad y la valoración de su severidad.

La técnica de referencia para el estudio de viabilidad es la tomografía por emisión de positrones (PET), que permite la caracterización de manera no invasiva y de forma precisa tanto de la perfusión miocárdica (con Nitrógeno-13 o Rubidio-82) como del metabolismo miocárdico con 18-Fluorodesoxiglucosa (FDG). Además, la PET permite realizar estudios dinámicos con una adecuada corrección de atenuación, proporcionando datos de cuantificación en valores absolutos obtenidos mediante el modelado cinético del estudio [1,2].

Un método muy utilizado para la cuantificación de este tipo de imágenes recibe el nombre de mapa polar o “Bull’s eye”, mediante el cual se representa visualmente la cuantificación de la localización, extensión e intensidad de los defectos. Existen diversas herramientas en uso que incluyen el análisis mediante mapas polares en tomografía por emisión de fotón único (SPECT), en PET o en ambas [3, 4]. Sin embargo, en todos estos casos el análisis se realiza sobre una imagen estática. Un procedimiento mucho más riguroso es aquél que hace uso de secuencias dinámicas que permiten el modelado cuantitativo de la

dinámica del trazador. Un ejemplo de herramienta comercial diseñada para este fin es PMOD [5]. Sin embargo, en este programa la definición de regiones de interés se hace sobre rodajas individuales, lo que supone un problema cuando se quiere calcular la localización, área e intensidad exacta de la zona de infarto en estudios de imagen que por sus características (falta de resolución, anatomías variadas, efectos de volumen parcial) hacen inviable el estudio por rodajas.

En este trabajo se presenta una herramienta que permite analizar los mapas polares, tanto estáticos como dinámicos, generados desde PMOD, permitiendo la segmentación de manera manual o semiautomática del área de infarto.

2. Teoría

Un mapa polar o “bull’s eye” es una representación del corazón en dos dimensiones en la que se observa la distribución de la actividad de los distintos cortes tomográficos en una representación circular y concéntrica. En general, el proceso de generación de un mapa polar consiste en delimitar el número y los límites, apical y basal, de los cortes de eje corto que se van a cuantificar sobre un corte de eje largo vertical, en el que la cavidad ventricular tenga su mayor área. Existen diferentes aproximaciones de la representación del corazón, sobre todo en la zona del ápex (Figura 1(A)). Para estandarizar esta representación, el corazón debe estar orientado conforme al modelo propuesto por la American Heart Association - Society Nuclear Medicine [6].

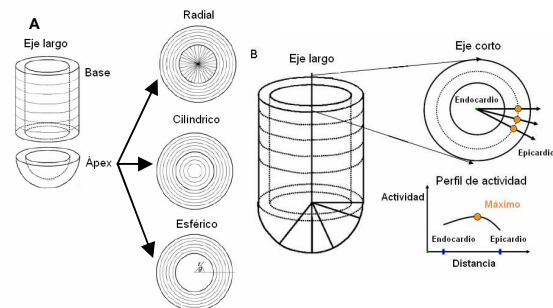


Figura 1. (A) Diferentes métodos para el cálculo de los mapas polares. (B) Método de cálculo de la actividad de cada sector angular dentro de cada corte tomográfico basado en el máximo de actividad.

El perfil de actividad de cada uno de los cortes se calcula automáticamente empezando por el más apical hasta el más basal. Este perfil se puede generar mediante diferentes métodos dependiendo del sistema de procesado que se utilice. Una opción es obtener el contejo máximo de un píxel en el sector angular seleccionado (Figura 1(B)) o bien promediar la actividad de todo el sector. Para representar una estructura tridimensional en una imagen de dos dimensiones se distribuyen los perfiles de cada corte de forma concéntrica, formando el mapa polar, en el que la región apical del ventrículo ocupa el centro de la imagen y la basal la periferia (Figura 2). Estos mapas polares se pueden definir de varias formas, siendo el más comúnmente usado el modelo de 17 segmentos propuesto por la American Heart Association- Society Nuclear Medicine, de forma que cada segmento tiene una asignación probable a un vaso coronario.

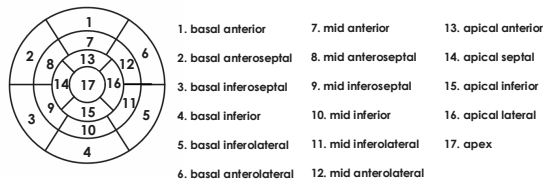


Figura 2. Modelo de 17 segmentos propuesto por la American Heart Association-Society Nuclear Medicine.

3. Material y Métodos

La herramienta propuesta se ha implementado en el lenguaje de programación IDL (ITT Visual Information Solutions). Los mapas polares dinámicos utilizados se han obtenido usando la herramienta de análisis cardíaco asistido de PMOD. Este programa permite realizar cuantificación en estudios PET y dispone de un módulo específico que calcula dichos mapas y permite guardarlos en un archivo de texto.

Los estudios de imagen empleados para obtener los mapas fueron secuencias PET dinámicas de imágenes de FDG de corazón de cerdo adquiridas en un tomógrafo Discovery (GEHC). La secuencia estándar consiste en 12 cuadros de cinco segundos, cuatro de 15 segundos, cuatro de 30 segundos, siete de 180 segundos y, finalmente, siete de 300 segundos, lo que hace un total de 34 cuadros con una duración de 60 minutos para una actividad inyectada de 15 mCi de trazador inyectado en forma de bolo.

Además se empleó una secuencia de imagen PET estática de un corazón de rata adquirida con una actividad inyectada de 1.2 mCi de ¹³N-amoniaco.

3.1. Descripción de la herramienta

La herramienta desarrollada permite cargar mapas polares tanto de estudios estáticos como dinámicos, y en función del tipo de estudio la aplicación habilita diferentes utilidades. En general, para realizar un análisis se deben seguir los siguientes pasos:

1. Lectura del mapa polar

Si el estudio es dinámico, la aplicación permite navegar por los diferentes cuadros y para facilitar la tarea de segmentación del área de infarto, sumar los cuadros necesarios (Figura 3). Además, incluye la posibilidad de cargar el fichero de tiempos de la secuencia dinámica, que también se exporta de PMOD para poder calcular la curva de actividad-tiempo de la región de interés.

Para los dos tipos de estudio, la aplicación incluye las siguientes herramientas de visualización:

- Modificar el nivel de ventana y la tabla de color.
- Activar o desactivar el interpolado de la imagen.
- Mostrar una máscara con las regiones del miocardio según el modelo de 17 segmentos.
- Modificar la magnificación de la imagen.

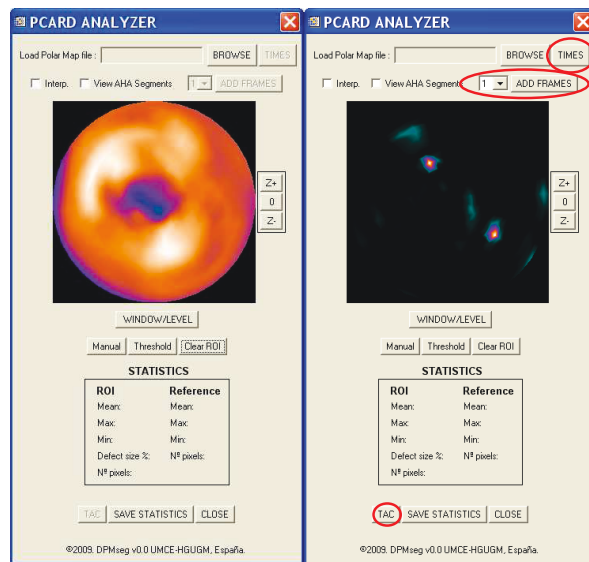


Figura 3. Interfaz de la aplicación. A la izquierda, ejemplo de un mapa polar estático y a la derecha uno dinámico. Se ve en rojo como se habilitan en el segundo caso utilidades relacionadas con la secuencia dinámica.

2. Definición del área de infarto

Para delimitar la zona de infarto en el mapa polar se han implementado dos métodos de segmentación: el primero es un método manual, en el que el usuario dibuja con el ratón sobre la imagen la región de interés (ROI) y automáticamente se muestran por pantalla los datos cuantitativos de la ROI.

El segundo método consiste en un proceso de umbralización en el que el usuario debe decidir el porcentaje respecto al máximo de actividad de la imagen que se aplica como umbral (Figura 4). El usuario dibuja una región de referencia, que puede ser todo el mapa polar o la zona que considere que es el máximo del mapa polar y que no está contaminada por otras regiones. Una vez determinada esta región se calcula el máximo de actividad en la misma como una media de un número de máximos de la zona segmentada. El número de máximos

que se utilice es también decisión del usuario. Una vez que se tiene el máximo, se calcula el mínimo de actividad aplicando el porcentaje de umbralización y, automáticamente, se segmentan todos los píxeles que están por debajo de ese mínimo o umbral. En ocasiones, las zonas segmentadas son varias y no contiguas, y en ese caso el usuario decide mediante el uso del ratón cual es la región de interés que ha de considerarse como el área de infarto. A continuación, de forma automática se muestran por pantalla los datos cuantitativos tanto de la región de referencia como de la región de infarto. La aplicación también permite utilizar una barra deslizante para ajustar el umbral que se aplica por si el calculado automáticamente no fuera adecuado para un caso concreto.

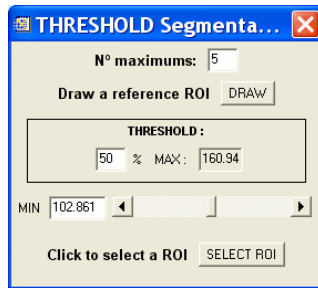


Figura 4. Interfaz de usuario para el método de segmentación semiautomática mediante umbralización.

3. Generación de resultados

Una vez que se ha segmentado el área de infarto, se pueden guardar los datos cuantitativos (media, máximo, mínimo, porcentaje de defecto, número de píxeles de la ROI y número de total de píxeles) que se muestran por pantalla (Figura 5) en un fichero de texto para su posterior análisis.

Además, si el estudio es dinámico se pueden exportar las curvas de actividad-tiempo a un fichero de texto compatible con diferentes herramientas de análisis y modelado cinético.

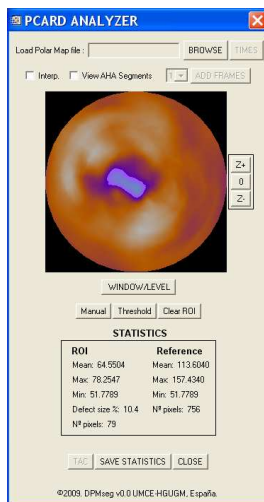


Figura 5. Mapa polar segmentado: la región delineada define un infarto apical que se extiende hacia la zona septal.

4. Resultados y discusión

En la tabla 1 se muestran los resultados obtenidos para tres mapas polares estáticos, obtenidos de la suma de los últimos cuadros (22-34 cuadros) de la secuencia dinámica de las imágenes empleadas para probar la herramienta. Se trata de tres casos con distinto grado de infarto. En la figura 6 se muestran las imágenes de los tres casos (vista axial, sagital y coronal) junto con su mapa polar segmentado con la herramienta para un porcentaje de umbralización del 50 %.

| Animal | %Defecto | Media | Máximo | Mínimo |
|--------|----------|---------|---------|---------|
| 1 | 2,4 | 85,6892 | 99,2316 | 70,7212 |
| 2 | 10,4 | 64,5504 | 78,2547 | 51,7789 |
| 3 | 17,04 | 33,442 | 39,025 | 27,5448 |

Tabla 1. Resultados obtenidos con el método semiautomático con un umbral del 50 % para tres mapas estáticos.

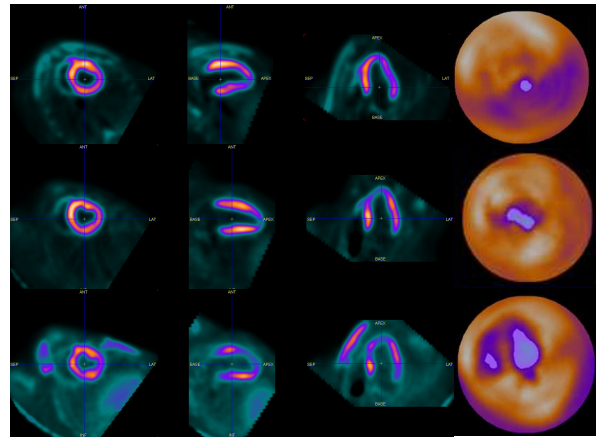


Figura 6. A la izquierda, vistas axial, sagital y coronal de tres cerdos con menor a mayor infarto, respectivamente. A la derecha de cada imagen su correspondiente mapa polar con la zona de infarto segmentada al 50 % del máximo de todo el mapa polar.

Como se puede observar, el porcentaje de defecto calculado se corresponde con los resultados que se esperaban obtener mediante la mera observación de las imágenes. De los datos estadísticos (media, máximo, mínimo) también se deduce que cuanto mayor es el infarto, la concentración del trazador en el miocardio en general es menor. Con el método de segmentación propuesto esto se tiene en cuenta, ya que el umbral se calcula respecto a una región de referencia en la que también se miden dichos estadísticos, eliminándose los errores que podría introducir el usuario si realizase la segmentación de forma manual.

Además, se muestran los resultados del análisis de la secuencia dinámica del segundo animal. Se han segmentado dos regiones de interés. La ROI de la zona infartada se ha obtenido mediante el método de segmentación descrito anteriormente y una ROI de tejido sano de manera manual. En la figura 7 se pueden ver las curvas de actividad tiempo que se obtienen para la zona sana frente a la zona de infarto.

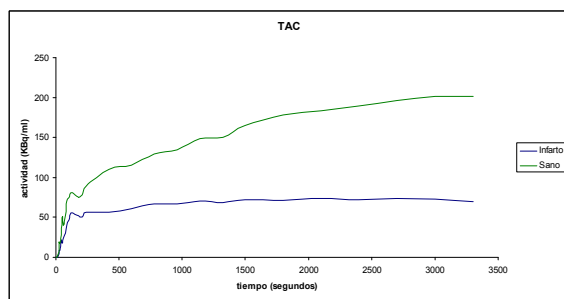


Figura 7. La gráfica representa las curvas de actividad-tiempo de tejido sano y tejido infartado.

En la gráfica se observa la pérdida de actividad metabólica de la zona de infarto frente a la zona sana. Estos resultados son coherentes con los que se han obtenido con los mapas estáticos y con la literatura. Las curvas que se obtienen se pueden utilizar para realizar el análisis cinético mediante PMOD, que como se ha comentado es una de las técnicas que mejores resultados proporciona.

Por último, en la figura 8 se observa un ejemplo de imagen de un corazón de rata obtenido mediante un estudio estático de ^{13}N -amoniaco. Se trata de un corazón con un gran infarto en la región mid-lateral. El porcentaje de defecto para un umbral del 75% ha sido de 29,2 %, tomando como referencia la zona de máxima intensidad del mapa polar pero que no esté contaminada por el hígado. Como se ve en la imagen, en este tipo de estudios el corazón queda muy pegado al hígado, lo que produce un aumento de actividad en todas las zonas colindantes con el mismo. Se debe tener cuidado al segmentar el área de infarto y con esta herramienta se solventa, en parte, este problema, salvo en casos en los que la contaminación es tan grande que los mapas polares que se obtienen no son fiables y no se pueden utilizar para cuantificar el infarto.

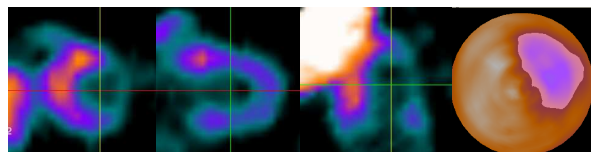


Figura 8. A la izquierda, vistas axial, sagital y coronal de un corazón de rata infartado obtenido con ^{13}N -amoniaco. A la derecha, el mapa polar estático con la zona de infarto segmentada al 75 % del máximo de una región de referencia no contaminada por el hígado.

5. Conclusiones

En este trabajo se presenta una herramienta desarrollada para la cuantificación de la localización y extensión del infarto de miocardio en mapas polares, que ofrece resultados muy precisos y permite el procesado de estudios dinámicos y el cálculo de curvas de actividad tiempo de las regiones de interés.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por los proyectos del Ministerio de Ciencia e Innovación, TEC2007-64731, TEC 2008-06715-C02-1, la RETIC-RECAVA del Ministerio de Sanidad y Consumo, y el programa ARTEMIS S2009/DPI-1802 de la Comunidad de Madrid.

Referencias

- [1] Soriano A., et al. Medicina Nuclear en la práctica clínica. Grupo Aula Médica, S.L., 2009 (ISBN: 978-84-7885-491-2).
- [2] Bentourkia M, Zaidi H. Quantitative Analysis in Nuclear Medicine Imaging. *Springer*, 2006 (ISBN: 0-387-23854-9).
- [3] Lin, G.S., et al., Automated quantification of myocardial ischemia and wall motion defects by use of cardiac SPECT polar mapping and 4-dimensional surface rendering. *J Nucl Med Technol*, vol 34, sup 1, 2006, p. 3-17 (ISSN: 0091-4916).
- [4] Nekolla, S.G., et al., Reproducibility of polar map generation and assessment of defect severity and extent assessment in myocardial perfusion imaging using positron emission tomography. *European Journal of Nuclear Medicine*, vol 24, sup 9, 1998, p. 1313-1321 (ISSN: 0340-6997).
- [5] Página web de PMOD Biomedical Image Quantification. <http://www.pmod.com> (Consultada Mayo 2010).
- [6] Cerqueira MD et al. Standardized Myocardial Segmentation and Nomenclature for Tomographic Imaging of the Heart: A Statement for Healthcare Professionals From the Cardiac Imaging Committee of the Council on Clinical Cardiology of the American Heart Association. *Circulation*, vol 105, 2002, pp 539-542 (ISSN: 1524-4539).