



Artículo de investigación



Automatización completa del procesamiento de los estudios de perfusión miocárdica con ^{99m}Tc -MIBI en SPECT

Complete automation of the processing of myocardial perfusion studies with ^{99m}Tc -MIBI in SPECT

Gerardo Luis Vázquez ¹, Roberto Galli ¹, Carlos G. Einisman ²

¹Escuela de Ciencia y Tecnología, Universidad Nacional de San Martín, Martín de Irigoyen 3100 (1650) San Martín, Buenos Aires, Argentina.

²Programa de Estudios Posdoctorales. Universidad Nacional de Tres de Febrero, Juncal 1319, 3er piso (1062) Ciudad Autónoma de Buenos Aires, Argentina.

Autor de correspondencia: Gerardo Luis Vázquez, Escuela de Ciencia y Tecnología, Universidad Nacional de San Martín, Martín de Irigoyen 3100 (1650) San Martín, Buenos Aires. Argentina. Email: gerardovazquez00@hotmail.com. ORCID:0000-0001-9697-6232.

Recibido: 11 de septiembre del 2021

Aceptado: 21 de enero del 2022

Publicado: 31 de enero del 2022

Resumen. - *El estudio de perfusión miocárdica (EPM) en SPECT (Tomografía Computada por Emisión de Fotón Único) en esfuerzo y reposo con metoxi-isobutil isomitrilo marcado con Tecnecio 99 metaestable (^{99m}Tc -MIBI), es un procedimiento muy frecuente en medicina nuclear. El procesamiento manual del EPM se encuentra en gran medida estandarizado. Sin embargo, la intervención de distintos operadores durante el proceso de producción del diagnóstico médico –objetivo final de la práctica– da lugar a errores intra e inter-operador, disminuyendo la reproductibilidad de los resultados y aumentando la necesidad de reprocesamiento de los estudios. Por tal motivo, se propuso la automatización completa del procesamiento de los EPM. Para ello, se desarrollaron algoritmos y procedimientos automatizados empleando el programa MATLAB®. Los resultados obtenidos fueron positivos en los 52 estudios procesados, logrando automatizar el 100% de cada una de las etapas del procedimiento, obteniendo una total repetitividad de resultados y cortos tiempos de procesamiento con valores promedios de 15.8 segundos. Comparados con los valores obtenidos en los procesamientos manuales, el procedimiento desarrollado cumplió con los objetivos propuestos y permitirá el desarrollo de mejoras y nuevos algoritmos para la automatización de procedimientos, tanto en el área de la cardiología nuclear como en otros campos de aplicación de las imágenes médicas.*

Palabras Claves: SPECT; Perfusión miocárdica; Procesamiento de imágenes; Procesamiento automático.

Abstract. - *The study of myocardial perfusion (EPM) in SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) at stress and rest with methoxy-isobutyl isomitrile labeled with metastable Technetium 99 (^{99m}Tc -MIBI), is a very common procedure in nuclear medicine. The manual processing of the EPM is largely standardized. However, the intervention of different operators during the production process of the medical diagnosis –the final objective of the practice– gives rise to intra- and inter-operator errors, reducing the reproducibility of the results and increasing the need to reprocess the studies. For this reason, the complete automation of EPM processing was proposed. For this, algorithms and automated procedures were developed using the MATLAB® program. The results obtained were positive in the 52 processed studies, managing to automate 100% of each of the stages of the procedure, obtaining total repeatability of results and short processing times with average values of 15.8 seconds. Compared with the values obtained in manual processing, the developed procedure met the proposed objectives and will allow the development of improvements and new algorithms for the automation of procedures, both in the area of nuclear cardiology and in other fields of application of images. medical.*

Keywords: SPECT; Myocardial perfusion; Image processing; Automatic processing.



1. Introducción

La medicina nuclear es una tecnología que emplea ciertas sustancias radioactivas artificiales, conocidas como radiofármacos, para el diagnóstico, tratamiento y estudio de las enfermedades. Los estudios de perfusión miocárdica (EPM) de esfuerzo y reposo en SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) son uno de los procedimientos de diagnóstico más frecuentemente realizados en medicina nuclear, siendo una técnica mínimamente invasiva empleada para el estudio de la enfermedad coronaria [1]. Para la visualización del tejido cardíaco viable, actualmente se utiliza el metoxi-isobutil isomitrilo (MIBI) asociado a una sustancia radioactiva, el Tecnecio ^{99m}Tc metaestable (^{99m}Tc). Este complejo ^{99m}Tc -MIBI es administrado en forma endovenosa en cada una de las etapas: 1) reposo y 2) esfuerzo (o apremio farmacológico en su reemplazo, según corresponda).

Para la realización de los EPM se requiere de la utilización de equipamiento de alta complejidad, del manejo de técnicas y procedimientos avanzados y del concurso de profesionales altamente calificados. Si bien los procedimientos de adquisición y procesamiento empleados en los EPM se encuentran estandarizados, la intervención de distintos operadores durante los procedimientos produce errores intra e inter-operador, dando lugar a una disminución en la reproducibilidad de los resultados y el consiguiente reprocesamiento de los estudios. Por tal motivo, se propuso la automatización completa del procesamiento de los EPM, a fin de lograr una mayor estandarización y optimización de los procesos. Para ello, se desarrollaron algoritmos y procedimientos automatizados de procesamiento, dirigidos a identificar las diferentes proyecciones del ventrículo izquierdo en las imágenes planares, reconstruirlas tomográficamente, reorientar los planos cardíacos y presentar los resultados de los cortes en sus tres ejes cardíacos convencionales, alineándolos para la correcta

comparación entre los estudios de esfuerzo y reposo.

2. Materiales y Métodos

Para el desarrollo del presente trabajo, se empleó el programa MATLAB® de MathWorks Ink, versión 2012 [2]. El mismo se utilizó en una computadora personal Notebook HP® Pavillion x360, con procesador Intel® Core TM i5-7200 CPU, 8 Gbyte de memoria RAM, sistema operativo Windows 10® de Microsoft y paquete office compatible con dicha versión. Se realizaron 52 estudios de perfusión miocárdica de reposo y esfuerzo en SPECT, en un grupo de 26 pacientes con edades entre 43 y 83 años (84.6 % de sexo masculino y 15.4% de sexo femenino). Los estudios fueron adquiridos en una cámara gamma SPECT marca Picker®, modelo Prism XP 1000 con un solo cabezal detector, conectada a una computadora con el software Oddissey® con sistema operativo Digital Unix de 64 bits y sistema X-Windows. Los estudios fueron adquiridos en una serie de 30 proyecciones empleando una matriz 64 x 64 pixeles de 2 bytes por píxel, utilizando un arco de barrido de 180°.

2.1 Desarrollo del procedimiento para el procesamiento manual de los EPM

Se desarrolló una interface gráfica para el procesamiento manual de los EPM en MATLAB, la cual fue utilizada por tres operadores expertos durante tres sesiones diferentes, obteniéndose valores de ángulos de rotación para la reorientación de los ejes cardíacos y valores de la frecuencia de corte en la utilización de un filtro Butterworth en el procesamiento de cada uno de los casos analizados. Se estimó el error intra-operacional a partir de los datos obtenidos manualmente, para cada uno de los operadores. El cálculo del error de cada parámetro se basó en promediar la diferencia entre cada uno de los valores obtenidos en las distintas mediciones del operador y el promedio de sus tres mediciones. De la misma manera se calcularon los errores



inter-operacionales, obteniendo un promedio general para cada parámetro entre las diferencias entre los promedios de todos los operadores y el promedio de cada operador en forma individual.

Los valores promedio de los parámetros obtenidos en el procesamiento manual por los operadores expertos permitirán estimar los errores en la selección automatizada de la frecuencia de corte y los ángulos de reorientación de los ejes cardíacos. Éstos se calcularán como la diferencia entre los valores obtenidos automáticamente y los valores promedio totales obtenidos manualmente por los operadores para cada uno de los casos tal como se indica en la ecuación (1).

$$err_{Auto} = \sum_{i=1}^n \frac{|x-m|}{n} \quad (1)$$

Donde: x es la medición obtenida de forma automática para cada caso en particular; m es el promedio obtenido entre las 9 mediciones de los operadores expertos de forma manual y n el número total de mediciones.

2.2 Estructura general del procedimiento

El procedimiento desarrollado emplea algoritmos para la segmentación del ventrículo izquierdo (VI) [3,4], la reconstrucción tomográfica por retroproyección filtrada (RPF) [5, 6, 7] y la reorientación de los ejes cardíacos [8, 9]. La estructura general del procedimiento para el procesamiento automatizado se describe en la figura 1.

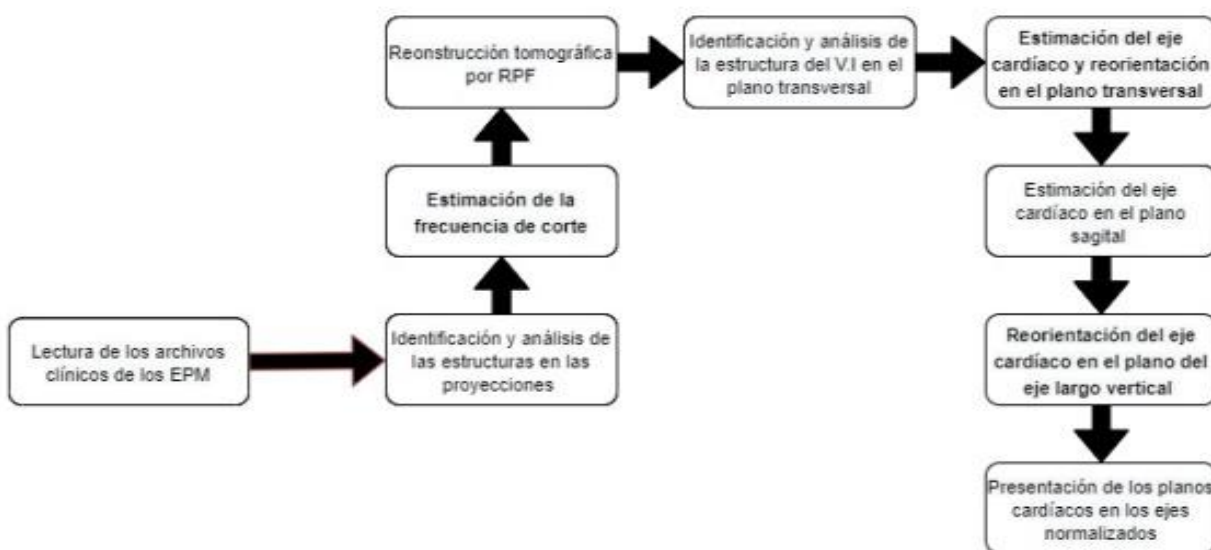


Figura 1: Diagrama de flujo del procedimiento para la confección del algoritmo. Fuente: Producción propia.

2.3 Identificación y análisis de la estructura del ventrículo izquierdo en las proyecciones

Se utilizó un algoritmo iterativo de segmentación por umbral con valor de umbral variable creciente, con el fin de identificar dentro del conjunto de objetos segmentados en cada iteración, aquella estructura que correspondiera con las características morfológicas del VI. Las características analizadas fueron las siguientes:

- Área
- Centroides en X e Y
- Perímetro

2.4 Estimación de la frecuencia de corte

Se calculó la frecuencia de corte (f_c) para cada caso de estudio de acuerdo con la ecuación (2). Donde: Cuentas Totales VI es la suma total de cuentas en la región del VI.

$$f_c = 0.3 + 0.05 * (\text{Cuentas Totales VI} / 10000) \quad (2)$$

La ecuación (2), definida como una función de las cuentas totales en el VI, fue estimada minimizando el error cuadrático medio de los valores promedio de frecuencia de corte obtenidos por los operadores expertos en el procesamiento manual de los EPM. En la Tabla 1, se muestran los datos del análisis del área de segmentación, utilizados para la estimación de la frecuencia de corte. Donde: “Cuentas totales” es la cantidad de eventos detectados por el SPECT en el área del VI; “Cuentas (media)” es el valor medio por píxel y “Cuentas (máx.)” es el valor máximo de cuentas por píxel, ambos en el área mencionada.

Tabla 1. Estadística de conteo en ventrículo izquierdo

Referencia	Cuentas totales	Cuentas (media)	Cuentas (Máx.)	Píxeles VI
Media	6688,46	55,83	85,38	124,79
DS	2593,54	19,78	27,35	35,06
Mínimo	2052	18,41	33	48
Máximo	14324	101	149	175

2.5 Reconstrucción Tomográfica

Se realizó la reconstrucción tomográfica por el método de RPF, empleando un filtro Butterworth de orden 5 y frecuencia de corte ajustada de forma automática y para cada caso en estudio, obteniendo los cortes transversales para todo el volumen de reconstrucción y su sinograma tal como se muestra en la figura 2.

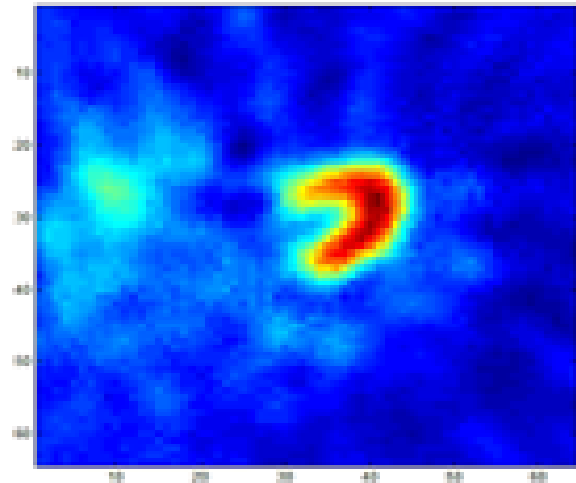
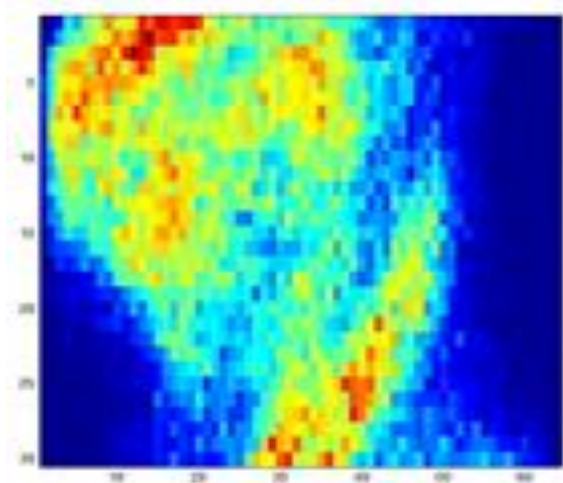


Figura 2: Representación del sinograma (izq.) y corte transversal reconstruido (der.) por el método de retroproyección filtrada. Fuente: Producción propia.

Una vez obtenido el volumen en el plano transversal, se seleccionó el corte que pasa por el centroide calculado en la etapa de identificación del VI, dado que ofrecía una buena delimitación de la estructura tanto en su cavidad como en su periferia. Se segmentó el VI en el plano transversal utilizando el método de segmentación por umbral de acuerdo con la ecuación (3).

$$U = \text{media}F + (\text{Max}F - \text{media}F)/3 \quad (3)$$

Donde: U es el valor de umbral empleado; media F y Max F son los valores medios y máximos de cuentas del objeto a segmentar.

2.6 Reorientación de los ejes cardíacos

Se analizó la estructura segmentada del VI de manera de identificar los planos apical y basal en el ventrículo. Para ello se calcularon los centros de masa y los puntos extremos de la



estructura del VI. Se identificó el plano apical mediante los puntos extremos 1 y 2 (círculos verdes) en la figura 3 y los puntos 3 y 4 (círculos blancos) determinando el plano basal. A continuación, se estimó el eje cardíaco a partir del cálculo de la recta que pasa por los puntos medios del plano del ápex y del plano basal (figura 3).

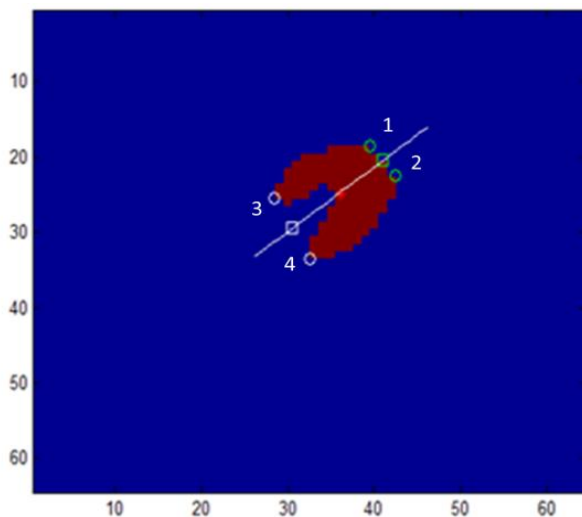


Figura 3: Ubicación de puntos del ápex y base con sus respectivos puntos medios, centroide y eje longitudinal del VI. Fuente: Producción propia, con base en MATLAB®.

Finalmente se calculó la pendiente de la recta y se reorientó el eje cardíaco llevándolo a la posición de 90° . Se registraron estadísticamente los ángulos de rotación calculados para cada uno de los casos clínicos analizados. Luego se procedió a reorientar todo el conjunto de cortes pertenecientes al plano transversal obteniendo el eje largo horizontal (ELH). En el volumen obtenido se logra visualizar el ápex cardíaco en la zona superior de la imagen y la base del VI en la zona inferior, tal como se muestra en la figura 4 (izq.).

Los cortes en el plano sagital fueron rotados de igual manera, analizando los puntos extremos del VI segmentado, calculando el ángulo de rotación del nuevo eje longitudinal cardíaco y llevándolo a la posición de 180° , obteniendo así el conjunto de cortes del eje largo vertical (ELV). A continuación, se procedió a reorientar la totalidad del volumen logrando visualizar el ELV tal como se muestra en la figura 4 (der).

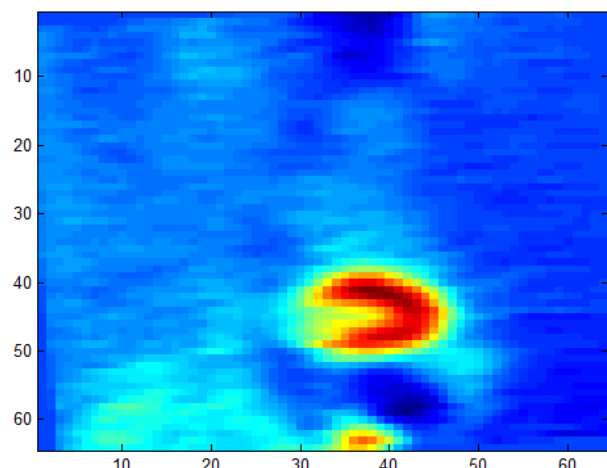
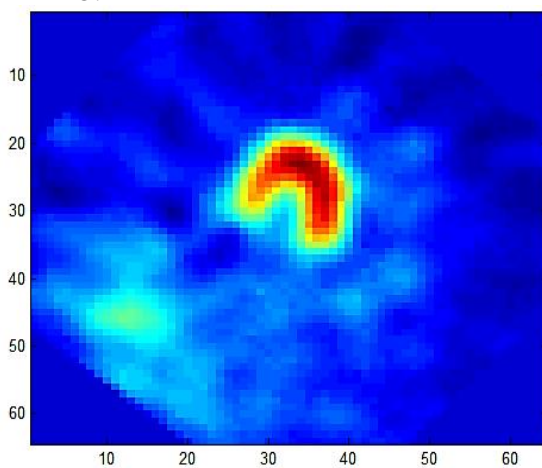


Figura 4: Representación de ELH luego del proceso de reorientación (izq.) y del ELV (der.). Fuente: Producción propia, con base en MATLAB®

Para la obtención del eje corto (EC) se procedió a la redefinición de los planos y la reestructuración del volumen mediante la permutación del ELH, pudiéndose visualizar distintos cortes a determinadas alturas como se muestra en la figura 5.

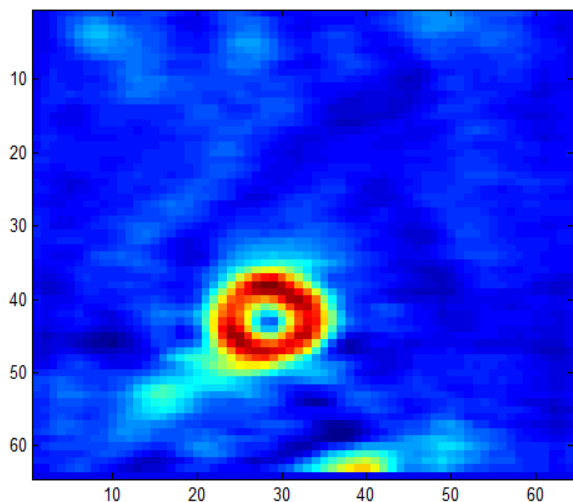


Figura 5: EC luego de la reestructuración de los planos. Fuente: Producción propia, con base en MATLAB®.

2.7 Presentación de los planos cardíacos

Los ejes cardíacos se presentan de forma estandarizada: EC; ELH y ELV. Los mismos se visualizan apareados mostrando el estudio de esfuerzo en la fila superior y el estudio de reposo en la fila adyacente inferior. Los cortes de EC se muestran desde el ápex a la base, presentando en el centro de la primera fila el corte correspondiente al plano que pasa por el centro de masa Y del ELH. Los cortes se centran en cada *frame* o cuadro, de acuerdo con la posición de su centroide. Los planos ortogonales son presentados definiendo 9 cortes, cuyo corte central corresponde al del centro de masa de cada uno de los ejes

cardíacos. A la izquierda del corte central se presentan los cuatro cortes adyacentes previos en dirección al ápex y a su derecha, los cuatro cortes adyacentes siguientes, en dirección a la base.

Los cortes del ELH se presentan de similar manera en la tercera y cuarta fila, desde la cara anterior hacia la inferior, con el centro de masa de VI en el eje Y, y los cortes de ELV en las 2 filas siguientes, desde el septum hacia la pared lateral, con el centro de masa de VI en el eje X. Cada uno de los planos cardíacos se presenta alineando los cortes de esfuerzo y reposo, a fin de mejorar la visualización comparativa del conjunto de planos en el EPM.

3. Resultados

3.1 Identificación y selección del VI

Se segmentó e identificó de forma automática el VI en los 52 casos analizados. En la figura 6, se muestran a la izquierda la proyección original; al centro las estructuras presentes luego de la segmentación y a la derecha, se muestra la estructura correspondiente al VI, cuyo tamaño y posición en el campo de visión es coincidente con los datos de referencia para lograr su identificación.

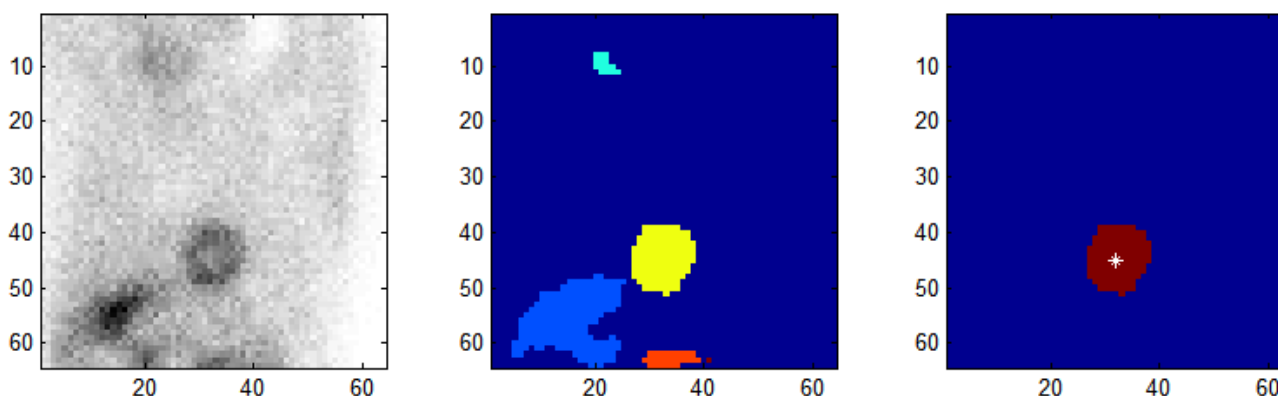


Figura 6: Izq: Imagen de proyección original. Centro: Segmentación de las diferentes estructuras presentes en la imagen. Der: VI identificado y aislado, presentando su centro de masa. Fuente: Producción propia, con base en MATLAB®.



De acuerdo con el análisis de los datos geométricos y espaciales obtenidos, se determinó que los valores de área y de los centroides fueron suficientes para identificar el VI.

3.2 Frecuencia de corte

Los valores obtenidos de la frecuencia de corte en unidades de Nyquist (Nyq) fueron correlacionados mediante la diferencia del valor absoluto entre las medidas manuales y las automáticas obteniendo valores promedios de 0.018 Nyq, los cuales se detallan en la tabla 2.

Tabla 2. Valores de Fc manual vs Fc automática expresadas en Nyq.

Referencia	FC Man.	FC Auto	Dif(abs)
Media	0,280	0,276	0,018
DS	0,020	0,020	0,013
Mínimo	0,225	0,221	0,001
Máximo	0,340	0,318	0,051

3.3 Automatización de la reorientación de los ejes cardíacos

Los resultados obtenidos en el proceso de reorientación tanto del ELH y del ELV fueron exitosos. De los 52 casos, en 40 casos (76.93 %) fueron reorientados correctamente. En los 12 casos restantes (23.07%) se observaron algunos desvíos en la reorientación y sólo en 1 caso se observó una reorientación errónea del ELH y el ELV. Dentro de estos 12 casos, se observó una ubicación errónea de los puntos extremos producto de la hipoperfusión en algunos de los segmentos, lo cual significó una detección no representativa de los puntos extremos del plano basal y/o apical. Aún en estos casos, la mayoría de los valores obtenidos no presentaron grandes diferencias con los proporcionados por los expertos. En la tabla 3 se muestran los promedios de los valores obtenidos de forma automática en comparación con los valores promedios de todos los operadores.

Tabla 3. Valores promedio de estadística de conteo. Cuentas en VI

Referencia	Ángulo Automático		Ángulo Manual	
	ELH	ELV	ELH	ELV
Media	44,77	5,97	39,15	7,83
DS	4,91	7,69	8,03	5,52
Mínimo	32,01	-8,97	19,81	-0,92
Máximo	54,64	39,47	56,83	21,38

El error asociado a las mediciones mediante el procesamiento automático se calculó de acuerdo con la ecuación (1) y se muestra en la tabla 4.

Tabla 4. Errores asociados a mediciones automáticas

	ELH	ELV	Promedio
Error [°]	7,17	4,60	5,88

3.4 Automatización en la presentación final de resultados

En el total de las muestras analizadas se logró presentar de forma adecuada el 100% de los casos. La presentación final de resultados se muestra en la figura 7.

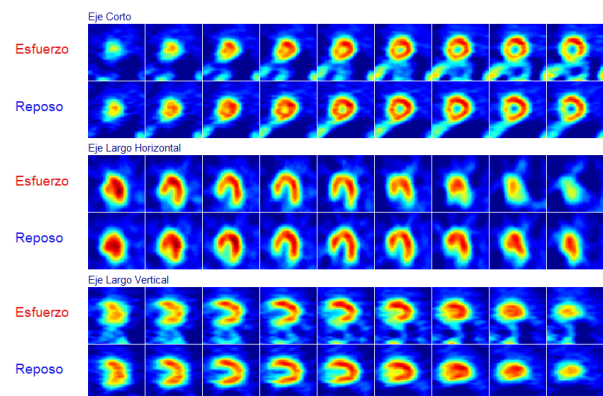


Figura 7: De arriba hacia abajo, EC, ELH y ELV en esfuerzo y reposo para su presentación final. Fuente: Producción propia, con base en MATLAB®.

3.5 Cálculo del tiempo de procesamiento

Mediante la utilización de comandos de MATLAB®, se tomaron datos de tiempo total de procesamiento conjunto de los EPM en



esfuerzo y reposo, el cual se computa desde que se abre cada uno de los archivos clínicos hasta la presentación de los cortes finales. Se obtuvieron valores mínimos de 9.08 segundos para el procesamiento total de un EPM y una media de aproximada de 15.8 segundos, mientras que la etapa de segmentación, se obtuvieron valores promedio de 4.86 segundos.

4. Conclusiones

Mediante el algoritmo propuesto se logró automatizar satisfactoriamente el procesamiento completo del EPM en los 52 casos clínicos estudiados, en aquellos pasos donde se producen errores imputables al operador. El procedimiento desarrollado permitió tiempos de procesamiento con un rango entre 9.08 y 24.28 segundos, con un valor medio de 15.77 segundos. Asimismo, se logró reducir los errores intra e inter-operador, mejorando la reproducibilidad de los resultados.

En las etapas de segmentación, análisis morfológico de las regiones e identificación del VI, tanto para las imágenes planares como en los cortes tomográficos, el algoritmo identificó y segmentó eficientemente el V.I en el 100% de los casos estudiados. La estimación de la frecuencia de corte en el proceso de reconstrucción tomográfica fue satisfactoria, obteniendo valores promedios comparativos entre la forma manual versus la automática de 0.018 Nyq. A su vez, los resultados obtenidos de la frecuencia de corte en el cálculo manual, arrojó una gran variabilidad de valores mostrando en uno de los casos datos promedio de 0.26, 0.23 y 0.28 Nyq, en contraste con los valores obtenidos de forma automática, donde la variabilidad puede ser considerada inexistente.

Asimismo, el algoritmo de reorientación del eje cardíaco, basado en un análisis innovador de las características morfológicas del VI, se obtuvo un error promedio de 7.17° para la reorientación del ELH y de 4.60° para el ELV. Si bien los valores obtenidos difieren del error promedio de 1.1° obtenido de forma manual

por los operadores expertos, la limitación en el cálculo para la reorientación de los ejes de forma automática se basó en 12 casos. Éstos presentaron ausencia de algún segmento del V.I por cardiopatía, lo cual conlleva a una detección de los puntos extremos no representativa del plano basal, apical o ambos, dificultando el cálculo del eje cardíaco.

Estos resultados indican la necesidad de realizar mejoras en el algoritmo, ampliando los valores de referencia con el análisis de una mayor muestra de casos clínicos. Como conclusión general, el algoritmo desarrollado cumple satisfactoriamente con los objetivos, ofreciendo además la posibilidad de desarrollar futuras aplicaciones en el campo de la automatización de procedimientos en cardiología nuclear o en el área de las imágenes médicas en general.

5.- Reconocimiento de autoría

Gerardo Luis Vázquez: Conceptualización; Metodología; Software; Validación, Análisis formal; Investigación; Recursos; Curación de datos; Borrador original; Revisión y Edición; Visualización. *Roberto Galli:* Conceptualización; Metodología; Software; Validación, Análisis formal; Investigación; Recursos; Curación de datos; Revisión y Edición; Visualización; Supervisión; Administración de proyecto. *Carlos G. Einisman:* Revisión y edición; Visualización; Supervisión.

Referencias

- [1] B. Zaret and G. Beller. Clinical Nuclear Cardiology. State of the Art and Future Directions. Elsevier, Mosby, EE. UU, 4th Edition, 2010, pp. 1-896.
- [2] Mathworks®. "Matlab". Available in: www.mathworks.com. ©1994-2021.
- [3] N. Otsu. "A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms," in IEEE Transactions on Systems, Man, and



Cybernetics, vol. 9(1), pp. 62-66, Jan. 1979.
<https://doi.org/10.1109/TSMC.1979.4310076>.

[4] G. Germano, P. Kavanagh, M. Fish, M. Lemley, Y. Xu, D. Berman and P. Slomka. "Same-Patient Processing" for multiple cardiac SPECT studies. 1. Improving LV segmentation accuracy." Journal of nuclear cardiology, vol. 23 (6), pp. 1435-1441, 2016.
<https://doi.org/10.1007/s12350-016-0673-2>.

[5] A. Hussani M and A. Al Hayani. "The Use of Filtered Back projection Algorithm for Reconstruction of Tomographic Image", College of Engineering Journal, Vol.17 (2), pp. 151-156, 2014.

[6] M. Lyra and A. Ploussi. "Filtering in SPECT Image Reconstruction", International Journal of Biomedical Imaging, Vol. 2011, pp. 1-14, 2011.
<https://doi.org/10.1155/2011/693795>.

[7] G. Germano. "Technical aspects of myocardial SPECT Imaging". Journal of Nuclear Medicine, pp. 1499-1507, 2001. PMID: 11585864.

[8] Z. He, J. Maublant, J. Cauvin and A. Veyre. "Reorientation of the Left Ventricular Long-Axis on Myocardial Transaxial Tomograms by a Linear Fitting Method". Journal of Nuclear Medicine, Vol. 32(9), pp. 1794-1800, 1991. Erratum in Journal of Nuclear Medicine 32(11), p. 2070, Nov 1991. PMID: 1880583

[9] G. Germano, P. Kavanagh, H. Su, M. Mazzanti, H. Kiat, R. Hachamovitch, K. Van Train, J. Areeda and D. Berman. "Automatic Reorientation of Three-Dimensional, Transaxial Myocardial Perfusion SPECT Images". Journal of Nuclear Medicine; Vol. 36, pp. 107-1114, 1995. PMID: 7769436

Derechos de Autor (c) 2022 Gerardo Luis Vázquez, Roberto Galli, Carlos G. Einisman.



Este texto está protegido por una licencia [Creative Commons 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

Usted es libre para compartir —copiar y redistribuir el material en cualquier medio o formato— y adaptar el documento —remezclar, transformar y crear a partir del material— para cualquier propósito, incluso para fines comerciales, siempre que cumpla la condición de:

Atribución: Usted debe dar crédito a la obra original de manera adecuada, proporcionar un enlace a la licencia, e indicar si se han realizado cambios. Puede hacerlo en cualquier forma razonable, pero no de forma tal que sugiera que tiene el apoyo del licenciante o lo recibe por el uso que hace de la obra.

[Resumen del licencia](#) - [Textocompletodelalicensia](#)