

Filtrado de Imágenes de Resonancia Magnética Cardiovascular Mediante Análisis por Componentes Independientes

E. O. Mejía-Tovar^{1*}, A. Jiménez-González¹, N. Castañeda-Villa¹, L. Jiménez-Ángeles², R. Valdés-Cristerna¹

¹Departamento de Ingeniería Eléctrica, Universidad Autónoma Metropolitana, Iztapalapa, Ciudad de México, México.

²Departamento de Ingeniería en Sistemas Biomédicos, Universidad Nacional Autónoma de México, Ciudad de México, México.

* eira.o.mt@gmail.com

Resumen— La insuficiencia cardíaca (IC) es un problema de salud pública de magnitud creciente. La resonancia magnética cardiovascular (RMC) se ha convertido en muchos casos en el estándar de oro para la cuantificación de la función ventricular y al igual que con cualquier otra modalidad de imágenes, es vulnerable a artefactos que deterioran su calidad. Con la finalidad de mejorar la SNR, se propuso realizar filtrado selectivo mediante análisis de componentes independientes (ACI) en imágenes de RMC y contrastarlo con otros métodos de filtrado reportados en la literatura. Para ello se procesaron 7 estudios de RMC y se compararon filtros de Wiener, anisotrópico, de mediana y basado en ACI-EFICA. De acuerdo con los criterios del MSE y la NSR, los mejores resultados fueron para los filtros de Wiener y ACI. El primero reduce el artefacto, pero degrada los bordes y el segundo, conserva los bordes con menor atenuación del artefacto. Dada la evaluación realizada, el filtrado ACI es bueno como primera etapa de filtrado, funciona bien para imágenes muy ruidosas y se puede lograr una buena restauración de la imagen si se complementa con un filtro que permita homogeneizar la imagen.

Palabras clave— Filtrado no lineal, ACI, insuficiencia cardíaca, resonancia magnética cardiovascular, Wiener

I. INTRODUCCIÓN

La insuficiencia cardíaca (IC) es un problema de salud pública de magnitud creciente. En México hay 750,000 pacientes que viven con esta condición y el problema va en aumento. Se calcula que 75,000 pacientes adicionales tendrán IC cada año [1]. Se trata de un síndrome clínico, en el que el corazón es incapaz de bombear sangre en los volúmenes adecuados para satisfacer las demandas del metabolismo.

La resonancia magnética cardiovascular (RMC) se ha convertido en muchos casos en el estándar de oro para la cuantificación de la función ventricular debido a los beneficios que provee, pues es una técnica de imagen no invasiva y con alta resolución que permite la identificación certera de los contornos endocárdicos y epicárdicos, mediciones confiables y reproducibles de los volúmenes, la masa, la fracción de eyección y el patrón de contracción de las paredes ventriculares [2], por lo que es de interés desarrollar una metodología que permita realizar la caracterización de dicho patrón de contracción como un indicador del grado de IC.

Para lograr la correcta interpretación de las imágenes es importante el filtrado de las mismas con la finalidad de

mejorar la relación señal a ruido (SNR), debido a que para las aplicaciones de procesamiento de imágenes, es necesaria una SNR alta pues la mayoría de los algoritmos son muy sensibles al ruido [5,6]. Al igual que con cualquier otra modalidad de imágenes, la RMC es vulnerable a los artefactos. Las limitaciones e imperfecciones del sistema de adquisición, *off-resonance*, y movimiento del sujeto suelen ser sus causas más comunes [5].

Para analizar la dinámica ventricular es necesario recuperar íntegramente los bordes ventriculares (BV), el 26% de los estudios (7 sujetos) de un banco de imágenes se encuentran contaminados por un artefacto diagonal oscilatorio que los vuelve prácticamente no utilizables. Lo que genera la necesidad de recuperar la mayor cantidad de casos posibles mediante un proceso de filtrado que atenúe el artefacto y preserve los bordes.

Los métodos de eliminación de ruido basados en filtros no lineales implican un importante compromiso entre la reducción de ruido y la preservación de las características reales de la imagen. Filtros comunes como los filtros de mediana, difusión anisotrópica, bilateral, etc., hacen que la imagen se empañe al suprimir detalles finos, lo que reduce su rendimiento [6]. Es por ello que autores [5,8] han propuesto métodos de filtrado no lineal basados en *Análisis por Componentes Independientes* (ACI) para imágenes de resonancia magnética cerebral y resonancia magnética funcional (fMRI), que permiten atenuar artefactos sin comprometer las estructuras de la imagen [5,8]. En ellos las imágenes fMRI son consideradas una mezcla lineal de varias fuentes de señal con componentes generadas por secuencias de pulso diferentes, las cuales corresponden a un tipo de tejido característico.

Bajo estas consideraciones el método aquí reportado propone realizar filtrado selectivo mediante análisis de componentes independientes en imágenes de RMC y contrastarlo con otros métodos de filtrado reportados en la literatura.

II. METODOLOGÍA

A. Banco de imágenes

Se trabajó con un banco de imágenes compuesto por 27 registros de sujetos control (sin cardiopatías diagnosticadas), adquiridos con un equipo 3 Teslas marca Philips Medical

Systems® con secuencia T1, en las instalaciones del Centro Nacional de Investigación en Imagenología e Instrumentación Médica de la Universidad Autónoma Metropolitana, de los que se seleccionaron mediante inspección visual cualitativa los 7 estudios contaminados con un artefacto diagonal oscilatorio al grado de considerarse no útiles debido a la distorsión observada (cada caso con distintos niveles de ruido). Se procesaron las imágenes correspondientes a un corte del eje corto cardiaco por sujeto, del cual se tiene un ciclo cardiaco dividido en 30 fases, con una imagen por fase (frame) de tamaño 224x224, con tamaño de voxel de 1.25x1.25x8 mm³.

B. Filtrado convencional imágenes

Con la finalidad de reducir el artefacto (ondas diagonales Fig.1a) y preservar los BV, cada conjunto de imágenes fue filtrado con tres filtros convencionales no lineales:

- 1) *Filtro anisotrópico*: 4 iteraciones con $k=10$ empleando el método de Perona y Malik [7].
- 2) *Filtro Wiener* con ventana de 4x4 [8].
- 3) *Filtro de mediana* con ventana de 3x3[9].

C. Filtrado ACI

1) *ACI*: es una técnica que permite realizar *separación ciega de fuentes* de datos multivariantes cuyo objetivo es calcular una *matriz de desmezcla* que transforme linealmente a la *matriz de observaciones*, en una matriz que contiene nuevas variables (los componentes independientes (CI) o *fuentes*) que son tan estadísticamente independientes "como sea posible", en el sentido de maximizar o minimizar algún criterio como curtosis, negentropía, etc.,[12,13]. Se han desarrollado distintos algoritmos capaces de hacer ACI, cada uno con distintas características y comportamientos de separación de componentes.

2) *Algoritmos ACI*: Para elegir el algoritmo que ofrece mejores resultados al separar los componentes de nuestros datos, se compararon cinco algoritmos de ACI distintos: *FastICA*, *Infomax*, *ERICA (ACI Robusto Equivariante)*, *TDSEP*, *EFICA* los dos primeros reportados en la literatura con buenos resultados en la separación de CI en fMRI cerebrales[5,14]. Del algoritmo *FastICA* se analizaron las diferentes medidas de no linealidad propuestas en el método.

El procesamiento de las imágenes con los algoritmos citados se realizó en entorno MATLAB®. Cada frame (NxN) fue acomodado como un vector renglón siguiendo el orden *s-scanning*, construyéndose una matriz de 30x(NxN), de tal forma que cada fila de la matriz se consideró como una observación (mezcla) $x_i(t)$. Cabe destacar que las implementaciones de los algoritmos ACI, usadas fueron las creadas por los autores de cada algoritmo.

3) *Comparación y elección del algoritmo ACI*: se calculó la curtosis de cada frame (mezcla) original (k_{im}) y se

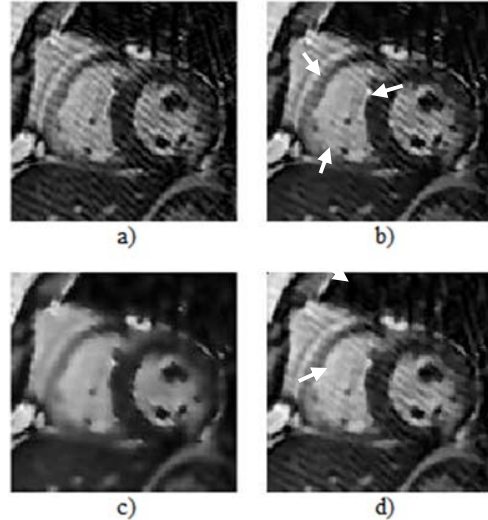


Fig. 1. a) Imagen de RMC original. b) Imagen resultante del filtrado anisotrópico. c) Imagen resultante del filtrado Wiener. d). Imagen resultante del filtrado de mediana.

realizó el promedio de los 30 frames (μ_k), para valorar la pertinencia del ACI. De la misma forma se obtuvieron los valores de curtosis para los CI estimados con cada algoritmo. Se realizó la prueba estadística de Wilcoxon de rangos con signo con $p < 0.05$ entre las curtosis de los frames originales y los CI, para asegurar que las diferencias entre ellos fueran estadísticamente significativas. Se seleccionó el algoritmo con mayor promedio de curtosis en comparación con el promedio de curtosis de los frames originales, cuya varianza no fuese muy grande y que por inspección visual de los CI se pudieran distinguir diferencias entre ellos (CI con distinta información representada tanto del patrón de artefacto como de los BV cada uno) y la posibilidad de preservación de BV.

4) *Filtrado ACI*: se realizó la descomposición en CI y para lograr el filtrado selectivo, se llevó a cabo la elección de componentes a eliminar. Dicha selección se realizó visualmente. Fueron eliminados aquellos componentes en los cuales se observó el patrón de artefacto (ruido) que se deseaba eliminar y se conservaron los componentes que contenían mayor cantidad de información de los BV. Finalmente se reconstruyeron las imágenes con los componentes restantes y el resultado son las imágenes filtradas.

D. Comparación entre métodos de filtrado

Se propusieron tres criterios para evaluar la calidad de filtrado tanto de los filtros convencionales, como del filtro de ACI propuesto.

1) *Error cuadrático medio (MSE)*: el promedio del cuadrado de las diferencias entre los frames originales y los frames filtrados.

2) *Relación ruido-señal (NSR)*: la potencia de la imagen original (con ruido) entre la potencia de la imagen filtrada. En

este caso se evaluaron tres regiones de interés propuestas (ROI) de 12x12 pixeles, dos en los BV, uno bien definido y otro atenuado (RB) y una en una región del fondo con artefacto (RA).

3) *Evaluación cualitativa de la imagen*: reducción del artefacto, preservación de BV y contraste.

Se calcularon las medianas y rangos intercuartiles (RIQ) del MSE y la NSR para los 30 frames de cada sujeto y filtro.

III. RESULTADOS

Las imágenes de ejemplo de resultados y la *tabla I* de análisis estadístico corresponden al Sujeto 2, en el cual se observó mayor contaminación por el artefacto que se desea eliminar para realizar las pruebas y evaluación de los algoritmos ACI, pues esto nos permitiría observar el comportamiento de los algoritmos en una situación extrema.

1) *Filtrado convencional imágenes*: la *fig.1* muestra un ejemplo de los resultados de un frame de los tres filtros convencionales descritos anteriormente, b) se observa ligera atenuación del artefacto en algunas secciones de la imagen, así como degradación de los BV (flechas blancas), en la imagen c) se eliminó el artefacto, sin embargo, se pierde detalle en los BV y se ven muy degradados. El filtrado de imagen d) atenúa el artefacto, en las secciones marcadas con las flechas se pierde información de los BV y también se observa una ligera disminución de contraste.

2) *Filtrado ACI*: en la *tabla I* se muestra el promedio de las curtosis de los frames originales y de los CI obtenidos con cada algoritmo, así como el resultado de la prueba estadística que mostró diferencias significativas para todos los algoritmos. Se obtuvieron valores de curtosis altos para *FastICA* 'pow3' simétrico, *Infomax* y *EFICA*, sin embargo, se descartó *FastICA* por su alta dispersión. Finalmente se seleccionó el algoritmo *EFICA* como el que proporcionó la mejor separación tanto por su valor de curtosis promedio como por inspección visual de los CI.

La *fig.2* muestra el ejemplo de un frame reconstruido después del filtrado ACI. a) Imagen resultante del filtrado por ACI. b) Imagen resultante de la resta de la imagen original menos la filtrada.

3) *Comparación entre métodos de filtrado*: los valores de mediana de MSE y su RIQ para cada método de filtrado se encuentran en la *tabla II*. La mediana del MSE para el filtro Wiener fue mayor para los sujetos 1, 3, y 6 mientras que para el filtro ACI los sujetos 4 y 5 presentaron el mayor MSE. Para el sujeto 2 y 7 no hubo diferencia significativa entre los filtros, Wiener, de mediana y ACI. El filtro anisotrópico fue el que presentó menor MSE en cada caso.

En el análisis de la NSR en RB y RA, se encontró que el filtro Wiener es el que realiza la mejor atenuación del artefacto, seguido por el filtro ACI y el de mediana con valores más bajos para NSR en RA. Por otro lado, para RB,

los valores más altos fueron los correspondientes al filtro ACI, seguido del filtro anisotrópico. La *tabla III* contiene los valores de NSR medidos para el sujeto 2.

TABLA I
PROMEDIO DE CURTOSIS Y PRUEBA ESTADÍSTICA PARA CADA ALGORITMO ACI

Imágenes	μ_k	
<i>Original</i>	2.600 ± 0.276	
<i>FastICA</i>	<i>pow3_D**</i>	9.168 ± 11.458
	<i>tanh_P**</i>	6.525 ± 2.986
	<i>tanh_D**</i>	9.194 ± 11.564
	<i>pow3_P**</i>	9.680 ± 11.197
	<i>gauss_P**</i>	5.946 ± 1.939
	<i>skew_P**</i>	8.585 ± 10.501
<i>ERICA*</i>	2.882 ± 0.337	
<i>TDSEP*</i>	2.670 ± 0.921	
<i>Infomax_D**</i>	6.419 ± 2.841	
<i>Infomax_P**</i>	6.424 ± 2.388	
<i>EFICA**</i>	6.486 ± 2.511	

D: deflación. P: paralelo (simétrico) n=1
Pruebas para p<0.05 * p<0.05. **p< 0.001

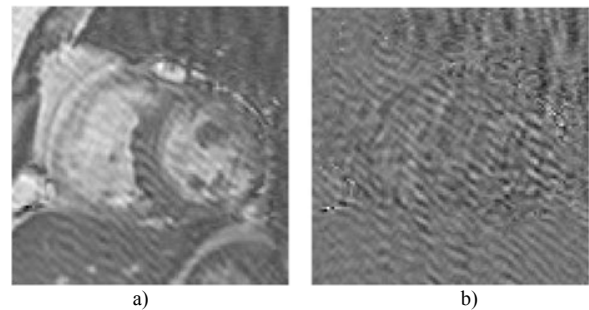


Fig. 2. a) Imagen resultante del filtrado por ICA. b) Imagen resultante de la resta de la imagen original menos la filtrada.

TABLA II
MEDIANA Y RIQ DEL MSE PARA CADA MÉTODO DE FILTRADO

S	Anisotrópico		Wiener		Mediana		ICA	
	Mediana	RIQ	Mediana	RIQ	Mediana	RIQ	Mediana	RIQ
1	8.43	1.30	48.37	27.87	32.37	21.57	26.66	56.03
2	12.30	0.61	106.11	25.99	61.31	18.24	93.05	43.08
3	11.41	0.54	43.73	9.00	28.76	5.24	35.57	18.31
4	10.58	0.80	71.47	14.53	33.61	9.10	124.11	41.99
5	10.68	0.54	58.35	5.88	33.36	3.83	91.51	44.26
6	10.46	0.61	81.44	9.89	42.16	5.88	34.03	13.44
7	8.83	1.07	43.84	22.00	28.92	8.93	34.94	42.45

S: sujeto n=7

TABLA III
MEDIANA Y RIQ DEL NSR PARA CADA MÉTODO DE FILTRADO

Filtro	ROI borde (RB)		ROI artefacto (RA)	
	Mediana	RIQ	Mediana	RIQ
Anisotrópico	0.91	(-0.36-1.74)	0.93	(-0.23-2.57)
Wiener	1.91	(0.81-2.50)	0.63	(-0.80-2.47)
Mediana	0.94	(0.00-1.73)	-0.17	(-1.00-0.73)
ACI	12.02	(10.19-13.01)	2.60	(1.30-3.79)

IV. DISCUSIÓN

En la *fig. 2a* se observa que se atenúa el artefacto, los BV se conservan con una ligera pérdida de contraste en la imagen, en b) se corrobora que la mayor parte de información eliminada corresponde al artefacto, la información perdida de los BV es mínima y la disminución en el contraste puede ser compensada disminuyendo el número de CI eliminados, la calidad de separación entre algoritmos puede deberse a los métodos de maximización o minimización de la medida de independencia que utiliza cada método.

La comparación entre los tipos de filtrado permitió cuantificar la calidad de la remoción del artefacto, si bien en la tabla II se aprecia que el mayor cambio (filtrado) a la imagen se genera con el filtro Wiener y el filtro ACI, esto no dice nada sobre la calidad del filtrado con respecto a las características deseadas. La evaluación de la NSR de las ROI proporcionó los detalles finos sobre el compromiso de filtrado y preservación de los BV de cada método estudiado. Los valores bajos para NSR en RA indican mayor atenuación del ruido, debido a que la potencia de la imagen filtrada es mayor con respecto a la imagen original. En el caso de RB, valores altos de NSR indican mayor semejanza entre las imágenes filtradas y las originales, lo que es deseable para conservar la información de los BV.

Como se observa en la tabla III los filtros anisotrópico y de mediana generan buena atenuación del artefacto, sin embargo degradan información de los BV en comparación con los filtros Wiener y ACI que de igual forma atenúan el ruido, pero Wiener degrada los BV, mientras que ACI los conserva considerablemente mejor y permite un mayor control del compromiso entre reducción del artefacto y preservación de la información de interés, esta información corresponde con la evaluación cualitativa de las imágenes filtradas en las que se valoró, la reducción del artefacto, preservación de BV y disminución de contraste.

V. CONCLUSIONES

Se compararon tres métodos de filtrado no lineal convencionales contra una propuesta de filtrado basada en ACI con la finalidad de reducir un fuerte artefacto presente en un conjunto de imágenes de RMC sin sacrificar la información de los BV. Se realizó filtrado selectivo, a partir de las CI estimadas con el algoritmo EFICA, el resultado se comparó contra los resultados obtenidos con un filtro anisotrópico, Wiener y de mediana mediante medidas de MSE y NSR.

El método propuesto presenta una buena respuesta en imágenes con baja relación SNR, sin embargo, tiene las restricciones de haber basado la selección del algoritmo ACI en medidas de curtosis que son sensibles al ruido, así como de realizar la selección de CI manualmente por inspección visual. No obstante, los resultados obtenidos indican la mejor

conservación de BV y estructuras cardiacas en la imagen de los 4 métodos y disminución del artefacto comparable con los resultados del filtrado convencional. La ligera pérdida de contraste puede evitarse haciendo más selectivo el filtro, lo que es otra ventaja pues el método permite mayor control en la selección de la información de la imagen que se desea o no conservar, así como del compromiso entre filtrado y conservación de BV, esto permitió recuperar 5 de los 7 estudios contaminados con el artefacto.

Si bien el filtrado tiene características deseables, como trabajo futuro, se pueden estudiar formas de mejorar la calidad de separación y sistematización de la selección de CI del artefacto, así como aumentar el número de regiones de análisis para caracterizar mejor el efecto de filtrado. Dados los resultados de atenuación del filtro Wiener propone como etapa de post-filtrado para aumentar la calidad del filtrado basado en ACI.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] European Society of Cardiology, "México ve mejoras en insuficiencia cardíaca con dieta y ejercicio." [Online]. Disponible: <https://www.escardio.org/The-ESC/Press-Office/Press-releases/Multilingual/mexico-ve-mejoras-en-insuficiencia-cardiaca-con-dieta-y-ejercicio#>. [Revisado: 10-Feb-2018].
- [2] F. Contijoch *et al.*, "User-initialized active contour segmentation and golden-angle real-time cardiovascular magnetic resonance enable accurate assessment of LV function in patients with sinus rhythm and arrhythmias," *J. Cardiovasc. Magn. Reson.*, vol. 17, no. 1, pp. 1–12, 2015. DOI 10.1186/s12968-015-0146-9
- [3] K. Phatak, S. Jakhade, and A. Nene, "De-noising of Magnetic Resonance Images Using Independent Component Analysis," 2011 IEEE Recent Adv. Intell. Comput. Syst. pp. 807–812, 2011. DOI 10.1109/RAICS.2011.6069421
- [4] R. Martín-clemente and S. Hornillo-mellado, "Image processing using ICA: a new perspective," *Ieee Melecon*, pp. 502–505, 2006. DOI 10.1109/MELCON.2006.1653148
- [5] T. B. Smith and K. S. Nayak, "MRI artifacts and correction strategies," *Imaging Med.*, vol. 2, no. 4, pp. 445–457, 2010. DOI 10.1109/MELCON.2006.1653148
- [6] S. Saladi and N. Amutha Prabha, "Analysis of denoising filters on MRI brain images," *Int. J. Imaging Syst. Technol.*, vol. 27, no. 3, pp. 201–208, 2017. DOI 10.1002/ima.22225
- [7] P. Perona and J. Malik, "Scale-Space and Edge Detection Using Anisotropic Diffusion," *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol. 12, no. 7, pp. 629–639, 1990. DOI 10.1109/34.56205
- [8] P. Santago, K. M. Link, W. E. Snyder, S. A. Rajala, J. S. Worley, and Y. S. Han, "Restoration of cardiac magnetic resonance images," in [1990] *Proc. 3rd Annu. IEEE Symp. Comput. Med. Syst.*, 2012, pp. 60–67. DOI 10.1109/CBMSYS.1990.109379
- [9] S. J. and S. S. Raja, "Denoising of MRI images using filtering methods," in 2016 *Int. Conf. Wirel. Commun. Signal Process. Netw.*, 2016, pp. 765–769. DOI 10.1109/WiSPNET.2016.7566236
- [10] I. Aldecoa, N. Carné, and E. Monte, "Separación ciega de fuentes," "Buran", núm. 19, pp. 63–72, 2003. ISSN 2013-9713
- [11] G. R. Naik and D. K. Kumar, "An Overview of Independent Component Analysis and Its Applications," *Informatica*, vol. 35, pp. 63–81, 2011. ISSN 0350-5596
- [12] Q.-H. Lin, J. Liu, Y.-R. Zheng, H. Liang, and V. D. Calhoun, "Semiblind spatial ICA of fMRI using spatial constraints," *Hum. Brain Mapp.*, vol. 31, no. 7, pp. 1076–1088, Dec. 2009. DOI 10.1002/hbm.20919