

# Estudio de Alternativas para Reducir Ruido de Alta Frecuencia en Electrogramas Bipolares de Fibrilación Auricular

M. Martínez-Iniesta<sup>1</sup>, J. Ródenas García<sup>1</sup>, R. Alcaraz Martínez<sup>1</sup>, J.J. Rieta Ibáñez<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Grupo de Investigación en Electrónica, Telecomunicación y Bioingeniería, Dpto. Ingeniería Eléctrica, Electrónica, Automática y Comunicaciones, Universidad de Castilla-La Mancha, Albacete, España, {Miguel.Martinez, Juan.Rodenas, Raul.Alcaraz}@uclm.es

<sup>2</sup> BioMIT.org, Dpto. Ingeniería Electrónica, Universidad Politécnica de Valencia, Valencia, España, jjrieta@upv.es

## Resumen

*La ablación por catéter es actualmente la terapia más efectiva para el tratamiento de la fibrilación auricular. Este procedimiento médico se basa en gran medida en los sistemas de cartografía cardíaca, proporcionados por los electrogramas intracardiácos (EGM) para estudiar la actividad eléctrica del corazón. Para obtener información clínica precisa de estas señales, la eliminación del ruido y otras perturbaciones, así como la preservación de su forma de onda original, son aspectos a tratar con sumo cuidado. Sin embargo, la forma en la que estas señales deben ser preprocesadas para eliminar con éxito el ruido de alta frecuencia ha recibido muy poca atención en los últimos años. En este trabajo, el filtrado tradicional, aplicado por los equipos de adquisición de estas señales, se compara con dos métodos de eliminación de ruido, basados en la transformada wavelet (WT) y la descomposición de modo empírico (EMD), en un conjunto de 150 EGMs bipolares sintetizados con diferentes niveles de ruido. La señal resultante en cada caso se ha comparado con la original mediante un estimador de correlación, calculado en los dominios del tiempo y la frecuencia. Los resultados muestran alteraciones notablemente más significativas en la forma de onda original para el filtrado tradicional que para el enfoque basado en WT. Consecuentemente, este método es una opción más interesante que el filtrado tradicional para preservar la morfología del EGM bipolar y obtener información electrofisiológica más precisa.*

## 1. Introducción

La fibrilación auricular (FA) constituye hoy en día uno de los mayores problemas cardiovasculares en todo el mundo [1]. De hecho, es la arritmia supraventricular más común en la práctica clínica, afectando aproximadamente al 2% de la población adulta [2]. Además, su incidencia y prevalencia se incrementan con la edad, de tal manera que alrededor del 15% de las personas mayores de 80 años la padecen [2]. Sin embargo, los mecanismos fisiopatológicos que desencadenan y perpetúan esta arritmia no son todavía totalmente conocidos [3]. Por esta razón, muchos expertos han indicado que el análisis de la actividad auricular es una prioridad para mejorar el conocimiento actual del incremento de la prevalencia de esta enfermedad [4].

En una amplia variedad de estudios clínicos, la información auricular se obtiene del tórax del paciente. De hecho, el electrocardiograma de superficie (ECG) es actualmente la señal más utilizada para el diagnóstico de

trastornos cardiovasculares [5]. Sin embargo, el electrograma intracardiaco (EGM) ha demostrado una mayor capacidad para reflejar el estado eléctrico del miocardio, por lo que hoy en día es la base de la electrofisiología cardíaca [6]. Aunque durante el procedimiento de electrofisiología común se registran dos tipos diferentes de señales, el EGM bipolar está recibiendo una mayor atención en comparación con la señal unipolar [6]. El EGM bipolar se obtiene restando las grabaciones capturadas por dos electrodos situados próximos en un área específica, con lo que refleja principalmente información sobre su actividad eléctrica local [7].

Sin embargo, al igual que ocurre con el ECG de superficie, el EGM bipolar también suele estar contaminado por ruido y otras perturbaciones. El entorno en el que se realiza la adquisición de estas señales es muy ruidoso desde el punto de vista electromagnético. Son habituales ruidos de alta frecuencia producidos por los equipos de monitorización del paciente, y otros ruidos inducidos por la red eléctrica o por la actividad muscular no cardíaca [8]. Por lo tanto, un preprocesado adecuado del EGM, que elimine el ruido sin alterar la morfología, es un requisito indispensable para el análisis posterior del mismo [8]. A este respecto, algunos trabajos anteriores han determinado que la relación señal-ruido (SNR) mínima necesaria para poder detectar pequeños cambios en el EGM es de 20 dB [8]. Sin embargo, este aspecto no ha recibido mucha atención en la literatura científica y, por lo general, la señal bipolar sólo es filtrada paso banda (de forma hardware) entre 30 y 300 Hz durante su adquisición, incluso cuando se ha probado que este preprocesado modifica notablemente su amplitud, ritmo y morfología [7]. En este contexto, el objetivo principal del presente trabajo es analizar si dos métodos avanzados de eliminación de ruido de alta frecuencia, que han demostrado gran eficiencia sobre el ECG, son también capaces de obtener EGMs bipolares más limpios y menos alterados morfológicamente que el filtrado tradicional descrito anteriormente.

## 2. Materiales

Para validar los algoritmos de eliminación de ruido propuestos, se utilizó un conjunto de EGMs bipolares sintéticos, ya que estas señales permiten cuantificar con precisión la reducción de ruido obtenida y cómo se preserva la forma de onda original. Para sintetizar estas

señales de una forma realista se utilizó la metodología propuesta por Oesterlin et al. [9]. De esta forma, se generaron 150 EGMs bipolares, de 10 segundos de duración, completamente limpios (referidos a lo largo del texto como  $x(n)$ ).

Para obtener las señales ruidosas, se añadió un ruido de alta frecuencia a las señales sintetizadas anteriormente. Esta interferencia se generó mediante un modelado autoregresivo de los intervalos entre activaciones auriculares de las señales reales, tal y como se describe en [10] y se normalizó en amplitud para sintetizar EGMs bipolares con valores de SNR de 25, 20, 15, 10 y 5 dB. A modo de ejemplo, la Figura 1 muestra un EGM bipolar sintético típico con diferentes niveles de ruido.



**Figura 1.** Registro de un EGM bipolar típico al que se han añadido diferentes niveles de ruido.

### 3. Método

Las siguientes subsecciones describen el filtrado tradicional aplicado al EGM bipolar durante su adquisición y cómo dos métodos efectivos de eliminación de ruido de alta frecuencia en el ECG son adaptados para trabajar con esta señal intracardiaca. Los algoritmos propuestos están basados en el procesamiento de la señal original mediante la transformada wavelet (WT) y la descomposición de modo empírico (EMD).

#### 3.1. Filtrado tradicional del EGM bipolar

Con el objetivo de mantener un equilibrio entre la reducción del ruido y la mínima distorsión de la morfología del registro, el EGM bipolar es típicamente filtrado paso bajo con una frecuencia de corte alrededor de 300 Hz [7]. Además, con el objetivo de reducir la contaminación ventricular lejana, la señal es también filtrada paso alto con una frecuencia de corte de aproximadamente 30 Hz [11]. Sin embargo, este último filtrado también reduce considerablemente la componente auricular principal, que suele estar situada entre 3 y 12 Hz. Claramente, este filtrado distorsiona la morfología del EGM y reduce su amplitud, haciendo el registro más complejo y fraccionado

[11]. No obstante, varios estudios clínicos han demostrado que información útil todavía permanece en la señal [7]. Para reproducir este filtrado tradicional llevado a cabo por los equipos de adquisición y aplicarlo a las señales sintetizadas, se utilizó un filtro bidireccional Butterworth de segundo orden con un ancho de banda entre 30 y 300Hz.

#### 3.2. Reducción de ruido basado en Transformada Wavelet

WT se ha utilizado ampliamente para la eliminación de ruido en el ECG debido a su capacidad para tratar con señales no estacionarias [12]. Esta transformada descompone la señal en diferentes escalas de tiempo y frecuencia, las cuales son reescaladas y umbralizadas para eliminar el ruido [13]. El procesamiento de la señal mediante la WT discreta es muy común en aplicaciones biomédicas, ya que puede implementarse fácilmente mediante un banco de filtros IIR paso bajo y paso alto seguido por etapas de decimado [13]. Hay que indicar que esta transformada se aplicó en el presente trabajo con una función wavelet Coiflet de segundo orden, para descomponer el EGM bipolar en 8 niveles.

Entonces, los coeficientes wavelet obtenidos se rescalan utilizando la desviación estándar del ruido, el cual se estimó a partir de la mediana del nivel de frecuencia más alta mediante el método descrito en [14]. Posteriormente, se les aplicó una umbralización suave, utilizando el estimador de riesgo imparcial de Stein para calcular el valor umbral [14]. Finalmente, estos coeficientes se utilizaron para reconstruir la señal sin ruido.

#### 3.3. Reducción de ruido basado en EMD

En comparación con la WT, la principal ventaja del método EMD es que no necesita ninguna información *a priori* para descomponer una señal. En concreto, esta herramienta descompone la señal original en una suma de señales oscilatorias, denominadas funciones de modo intrínseco (IMF), que van desde las frecuencias más altas hasta las más bajas. Por lo tanto, EMD también puede ser considerado como un banco de filtros, pero sin una frecuencia de corte predefinida [15]. Además, EMD es una herramienta muy interesante para tratar con señales no lineales y no estacionarias y, de hecho, se ha utilizado ampliamente para la eliminación de ruido en numerosas señales fisiológicas, incluyendo, por supuesto, los registros cardiovasculares como el ECG [16]. Considerando que las IMFs de los niveles más bajos presentan las componentes de mayor frecuencia y viceversa, algunos trabajos previos han demostrado que el ruido de alta frecuencia se puede eliminar con éxito del ECG descartando las primeras IMFs [17]. En este estudio, para eliminar el ruido en el EGM bipolar, se han descartado las dos primeras IMFs.

#### 3.4. Evaluación de la reducción de ruido

Para evaluar la reducción de ruido y la alteración de la morfología del EGM llevada a cabo por los algoritmos de reducción de ruido propuestos, la señal resultante (referida como  $\hat{x}(n)$ ), se comparó con la señal original en términos de correlación. Para realizar una comparación lo más robusta posible, además de la correlación entre las señales  $x(n)$  y  $\hat{x}(n)$ , también se analizó por el contenido espectral

de ambas. Para ello, se realizó la transformación espectral de estas señales mediante el periodograma de Welch con una resolución de 0.1 Hz. Debido a que el índice de correlación de Pearson clásico no tiene en cuenta las diferencias de amplitud entre las señales, se utilizó otro estimador de correlación con el fin de obtener una comparación morfológica más precisa [18]. Esta métrica, referida como SCI (adaptative signed correlation), se calcula como sigue para una señal de  $N$  muestras de longitud

$$\text{SCI}(x(n), \hat{x}(n)) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x(k) \otimes \hat{x}(k), \quad (1)$$

donde  $\otimes$  se define como

$$x(k) \otimes \hat{x}(k) = \begin{cases} 1 & \text{si } |x(n) - \hat{x}(n)| \leq \beta, \\ -1 & \text{si } |x(n) - \hat{x}(n)| > \beta. \end{cases} \quad (2)$$

El valor del umbral  $\beta$  se seleccionó experimentalmente como el 5% de la desviación estándar de  $x(n)$ .

#### 4. Resultados

La Tabla 1 resume los valores medios de SCI obtenidos, tanto en el dominio del tiempo como en el de la frecuencia, para cada uno de los valores de SNR analizados. Como se esperaba, los tres métodos proporcionan una morfología temporal y un contenido espectral más alterados a medida que la SNR disminuye. Sin embargo, el algoritmo basado en WT obtuvo los EGMs más limpios e inalterados en comparación con los otros métodos de reducción de ruido. Es interesante destacar que su rendimiento mejoró notablemente el filtrado tradicional para cualquier SNR, pero especialmente para niveles moderados y altos de ruido de alta frecuencia. De manera similar, el algoritmo basado en EMD también proporcionó resultados peores que el método basado en WT, aunque notablemente mejor que el filtrado tradicional. La Figura 2 muestra gráficamente el comportamiento de los tres métodos para EGMs bipolares típicos con SNR de 20 y 10 dB.

#### 5. Discusión

El desarrollo de nuevos algoritmos capaces de reducir el ruido de alta frecuencia en el EGM bipolar y, al mismo tiempo, preservar su forma de onda original, sigue siendo un reto sin resolver. De hecho, los resultados obtenidos han demostrado que el filtrado tradicional no es suficientemente eficaz para eliminar niveles moderados de

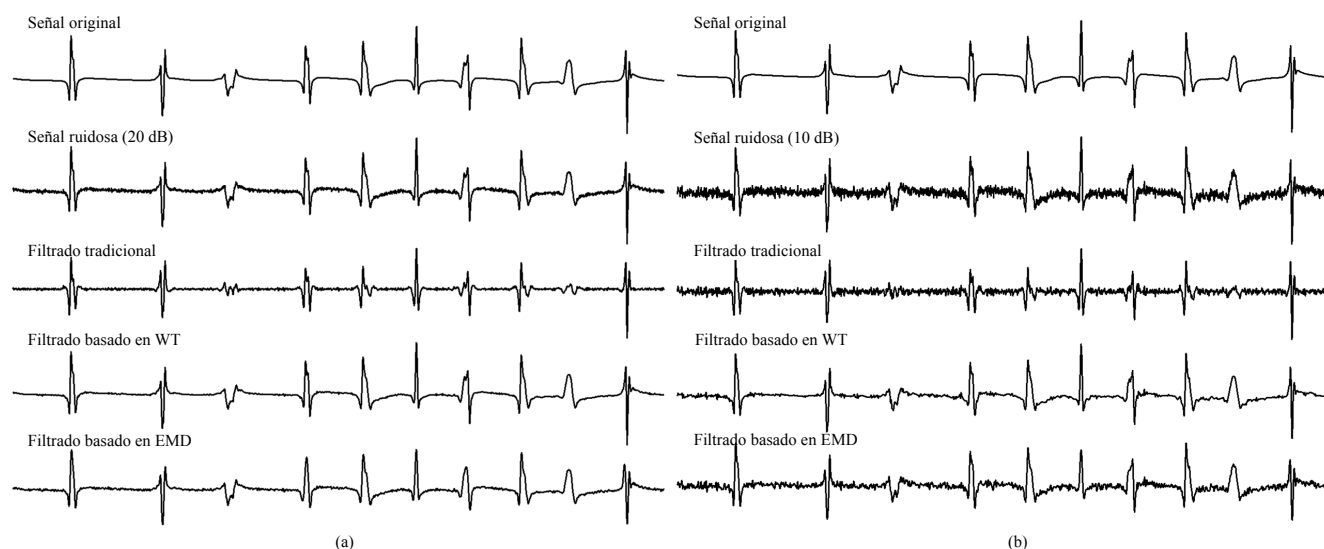
ruido, además de modificar tanto la morfología como la distribución espectral de la señal. Por ejemplo, incluso para el caso más favorable de una SNR de 25 dB, el filtrado tradicional sólo alcanza una correlación temporal de aproximadamente el 50%. Este resultado podría estar justificado por la eliminación de las componentes auriculares significativas y de alta amplitud situadas entre 1 y 30 Hz.

Por el contrario, los algoritmos propuestos basados en WT y EMD son capaces de obtener EGMs bipolares con morfología y contenido espectral menos alterados, incluso para el nivel más alto de ruido (es decir, un valor SNR de 5 dB). Sin embargo, hay que señalar que el algoritmo basado en WT proporciona las señales más limpias y menos distorsionadas. Por ejemplo, para altos niveles de ruido (10 dB), los valores de SCI en los dominios de tiempo y frecuencia fueron superiores al 84% y 99%, respectivamente. Además, aunque el método basado en EMD ha mejorado notablemente el rendimiento de filtrado tradicional, proporcionó señales más ruidosas que el basado en WT. Este resultado podría explicarse por el hecho de que las IMF de baja frecuencia pueden todavía contener información de las activaciones auriculares, la cual es descartada como ruido. Otra desventaja relevante del método basado en EMD es su alta carga computacional comparada con el método basado en WT.

Desde un punto de vista clínico, la reducción del ruido de alta frecuencia y la preservación de la morfología del EGM bipolar es un objetivo primordial, ya que en otro caso el vínculo entre las características morfológicas del EGM y los mecanismos electrofisiológicos subyacentes a la FA podría ser enmascarado. Además, si el EGM se procesa muy agresivamente, puede perderse información interesante y el análisis posterior podría quedar distorsionado. Por consiguiente, solo se puede obtener un análisis realista y fehaciente cuando el preprocedo es capaz de preservar la morfología original del EGM. En consecuencia, los resultados obtenidos muestran la necesidad de desarrollar métodos de preprocesado para el EGM bipolar más precisos. De este modo, los resultados de los estudios electrofisiológicos podrían conducir a resultados menos conflictivos y más concluyentes que hasta la fecha.

Método	SCI (%)	SNR (dB)				
		25	20	15	10	5
Filtrado tradicional	Tiempo	50.13 ± 18.25	48.79 ± 18.09	45.09 ± 17.42	37.90 ± 15.40	28.61 ± 11.61
	Frecuencia	93.70 ± 1.18	93.68 ± 1.19	93.64 ± 1.21	92.21 ± 2.50	84.17 ± 7.02
Basado en EMD	Tiempo	92.65 ± 1.95	92.00 ± 3.31	81.63 ± 9.56	60.55 ± 13.62	39.13 ± 11.76
	Frecuencia	94.55 ± 3.96	95.11 ± 3.51	96.79 ± 2.69	96.51 ± 2.19	91.12 ± 4.98
Basado en WT	Tiempo	99.61 ± 0.38	97.95 ± 1.44	93.81 ± 3.71	84.47 ± 8.35	70.31 ± 12.79
	Frecuencia	99.99 ± 0.01	99.99 ± 0.02	99.98 ± 0.02	99.52 ± 0.54	96.96 ± 2.37

**Tabla 1.** Resultados de comparación de los algoritmos de eliminación de ruido analizados, en los dominios del tiempo y la frecuencia, para el índice SCI considerando distintos niveles de ruido añadido.



**Figura 2.** Ejemplos de la respuesta de los algoritmos de reducción de ruido para EGMs bipolares con SNR de 20 dB (a) y 10 dB (b).

## 6. Conclusiones

El algoritmo propuesto de reducción del ruido basado en la transformada Wavelet ha demostrado una mayor capacidad para reducir el ruido de alta frecuencia y preservar la morfología original del EGM bipolar que el filtrado tradicional. En consecuencia, para obtener estudios electrofisiológicos más precisos, este método debería reemplazar la forma habitual de preprocesar los electrogramas bipolares.

## Agradecimientos

Trabajo financiado por los proyectos TEC2014-52250-R y DPI2017-83952-C3 MINECO/AEI/FEDER, UE.

## Referencias

- [1] Potter BJ, Le Lorier J. Taking the pulse of atrial fibrillation. *Lancet* 2015;386(9989):113–5.
- [2] Zoni-Berisso M, Lercari F, Carazza T, et al. Epidemiology of atrial fibrillation: European perspective. *Clin Epidemiol* 2014;6:213–20.
- [3] Schotten U, Dobrev D, Platonov PG, et al. Current controversies in determining the main mechanisms of atrial fibrillation. *J Intern Med* 2016;279(5):428–38.
- [4] Heijman J, Algalarrondo V, Voigt N, et al. The value of basic research insights into atrial fibrillation mechanisms as a guide to therapeutic innovation: a critical analysis. *Cardiovasc Res* 2016;109(4):467–79.
- [5] Tso C, Currie GM, Gilmore D, Kiat H. Electrocardiography: A technologist's guide to interpretation. *J Nucl Med Technol* Dec 2015;43(4):247–52.
- [6] de Bakker JMT, Wittkampf FHM. The pathophysiologic basis of fractionated and complex electrograms and the impact of recording techniques on their detection and interpretation. *Circ Arrhythm Electrophysiol* 2010;3(2):204–13.
- [7] Stevenson WG, Soejima K. Recording techniques for clinical electrophysiology. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2005;16(9):1017–22.
- [8] Venkatachalam KL, Herbrandson JE, Asirvatham SJ. Signals and signal processing for the electrophysiologist: Part I: electrogram acquisition. *Circ Arrhythm Electrophysiol* 2011;4(6):965–73.
- [9] Oesterlein TG, Lenis G, Rudolph DT, et al. Removing ventricular far-field signals in intracardiac electrograms during stable atrial tachycardia using the periodic component analysis. *J Electrocardiol* 2015;48(2):171–80.
- [10] Corino VDA, Rivolta MW, Sassi R, et al. Ventricular activity cancellation in electrograms during atrial fibrillation with constraints on residuals' power. *Med Eng Phys* 2013;35(12):1770–7.
- [11] Issa ZF, Miller JW, Zipes DP. Clinical arrhythmology and electrophysiology: a comparison to Braunwald's heart disease. (Chapter 4). Elsevier, 2012, 2nd edition.
- [12] Singh BN, Tiwari AK. Optimal selection of wavelet basis function applied to ECG signal denoising. *Digital Signal Processing* 2006;16(275–287).
- [13] Addison PS. Wavelet transforms and the ECG: a review. *Physiol Meas* 2005;26(5):R155–99.
- [14] Donoho D, Johnstone I. Ideal spatial adaptation by wavelet shrinkage. *Biometrika* 1994;81:425–455.
- [15] Flandrin P, Rilling G, Gonçalves P. Empirical mode decomposition as a filter bank. *IEE Signal Processing Letter* 2004;11(112–114).
- [16] Blanco-Velasco M, Weng B, Barner KE. ECG signal denoising and baseline wander correction based on the empirical mode decomposition. *Comput Biol Med* Jan 2008; 38(1):1–13.
- [17] Chang KM. Ensemble empirical mode decomposition for high frequency ECG noise reduction. *Biomed Tech (Berl)* 2010;55(4):193–201.
- [18] Lian J, Garner G, Muessing D, et al. A simple method to quantify the morphological similarity between signals. *Signal Processing* 2010;90:684–688.