

Reducción del Ruido de Red en Electrogramas Auriculares Mediante Transformada Wavelet Estacionaria

M. Martínez Iniesta¹, J. Ródenas García¹, R. Alcaraz Martínez¹, J.J. Rieta Ibáñez²

¹ Grupo de Investigación en Electrónica, Telecomunicación y Bioingeniería, Universidad de Castilla-La Mancha, España, {miguel.martinez, juan.rodenas, raul.alcaraz}@uclm.es

² BioMIT.org, Dept. de Ingeniería Electrónica, Universitat Politècnica de Valencia, España, jjrieta@upv.es

Resumen

El análisis de la actividad eléctrica auricular se considera actualmente clave para mejorar el conocimiento acerca de los mecanismos de activación y mantenimiento de las arritmias auriculares, como por ejemplo la fibrilación auricular (FA). Los electrogramas intraauriculares (EGM) proporcionan información esencial para poder desarrollar en los pacientes el tratamiento más extendido de la FA, como es la ablación por catéter. No obstante el laboratorio de electrofisiología es un entorno donde coexisten gran número de equipos electrónicos, presentando por tanto un ambiente muy adverso en el que diversas señales de ruido pueden añadirse a los EGMs en la etapa de registro. Entre estas señales de ruido destaca la interferencia provocada por la red eléctrica. Con el objetivo de reducir este ruido ya que su contenido se solapa con el correspondiente a la actividad auricular pero, al mismo tiempo, preservar la morfología original del EGM, se propone un nuevo algoritmo basado en la transformada wavelet estacionaria (TWE). Para validar el método se han sintetizado 150 señales EGMs unipolares de 10 segundos de duración con diferentes niveles de ruido. Además, se han comparado las señales originales y las filtradas mediante un índice de correlación de signo adaptativo (ICSA), calculado tanto en el dominio del tiempo como en el de la frecuencia. Los resultados muestran mejoras entre el 9 % y el 19 % con respecto a los obtenidos mediante un filtro notch convencional, utilizado como referencia al ser el que incluyen la práctica totalidad de los equipos de registro. Como consecuencia, el algoritmo que se propone podría facilitar análisis más fiables y veraces de los EGMs auriculares.

1. Introducción

El electrograma extracelular, registrado directamente en el corazón, es un elemento básico de la electrofisiología invasiva cardíaca y proporciona información sobre el estado eléctrico del miocardio [1]. Esta señal se genera por la despolarización de los cardiomiocitos, que provocan corrientes transmembrana en el espacio extracelular así como diferencias de potencial debido a la resistencia eléctrica del medio extracelular [1]. En contraste con un miocardio sano donde la forma del EGM es sencilla, en condiciones patológicas este registro contiene múltiples componentes de larga duración, que se han atribuido a conducción anormal y arritmogénesis [2]. Por lo tanto, el análisis del EGM desempeña un papel clave en la mejora de los conocimientos actuales sobre los mecanismos de activación y mantenimiento de las arritmias auriculares, tales como la fibrilación auricular (FA) [3].

De hecho, aunque la FA es la arritmia más común en la práctica clínica y afecta, aproximadamente, al 2 % de la población adulta, los mecanismos fisiopatológicos que la desencadenan y la mantienen no son totalmente conocidos [4, 5]. Esto hace que su diagnóstico y tratamiento sean altamente complejos y poco eficaces [4] y, por lo tanto, se requieren más esfuerzos para mejorar la gestión de la FA [6]. A este respecto, la ablación por catéter, terapia prioritaria para esta enfermedad, sigue proporcionando tasas de éxito bajas a largo plazo y muchos expertos reclaman la necesidad de un procesamiento e interpretación más avanzados de los EGMs adquiridos durante el procedimiento, para determinar con mayor precisión las regiones auriculares que deben ser tratadas [7].

Sin embargo, el registro de los EGMs se caracteriza a menudo por una baja amplitud y estar contaminado por interferencias considerables, ya que se adquiere en presencia de numerosas fuentes de ruido eléctrico [8]. Por lo tanto, para desarrollar un análisis aún más preciso y fiable, el preprocesado de la señal es un paso esencial [9]. En este contexto, la interferencia de la red eléctrica debería recibir una atención especial, ya que se encuentra dentro del ancho de banda del EGM y, por lo tanto, su eliminación es difícil de realizar [10]. A pesar de esto, los sistemas de registro comerciales, incorporan a menudo filtros notch sencillos y de bajo orden que eliminan importantes componentes cardíacos locales junto con la señal de ruido [9]. En este trabajo se propone un algoritmo basado en la transformada wavelet estacionaria (TWE) para reducir la interferencia de la red eléctrica y al mismo tiempo preservar la morfología del EGM original.

2. Método

2.1. Base de datos

El algoritmo propuesto se validó haciendo uso de un conjunto de EGMs unipolares sintéticos. El uso de estas señales permite cuantificar con precisión la reducción de ruido obtenida, y cómo se preserva la integridad de la forma de onda original. Siguiendo un enfoque similar al presentado por Oesterlin et al. [11] se sintetizaron 150 registros con una duración de 10 segundos. Posteriormente se generaron señales senoidales centradas en 50 Hz, inclu-

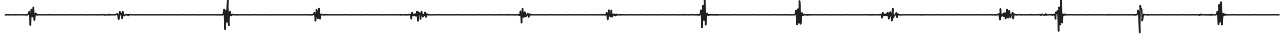
EGM Original



EGM con ruido (SIR =15dB)



CD₁



CD₂



CD₃



CD₄

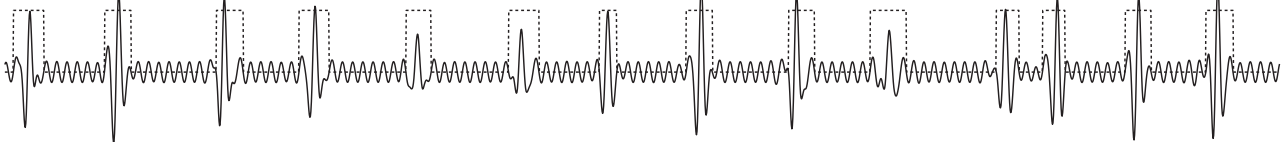


Figura 1. Resumen gráfico del funcionamiento del algoritmo propuesto, basado en TWE. Para eliminar la interferencia de la red eléctrica, se detectan y enventanan las activaciones auriculares en las escalas 3 (CD₃) y 4 (CD₄).

yendo dos armónicos, que fueron modulados levemente, tanto en amplitud como en frecuencia, de forma aleatoria. Finalmente se combinaron ambas señales para conseguir registros con relaciones decrecientes señal a interferencia (SIR) de 25, 20, 15, 10 y 5 dB.

2.2. Algoritmo de reducción de ruido basado en TWE

Se ha demostrado que la transformada wavelet (TW) es una herramienta útil para la eliminación de ruido en gran variedad de señales fisiológicas, ya que es capaz de manejar con éxito transitorios, aperiodicidades y otros componentes no estacionarios [12]. Brevemente, esta herramienta descompone una señal en diferentes escalas, enfatizando sus principales características de tiempo y frecuencia [12]. Una variante interesante de la TW clásica es su versión estacionaria, es decir la TWE que es invariante en el tiempo [13]. Más concretamente, cada escala o coeficiente de detalle (CD) se obtiene a través de un banco de filtros paso bajo y paso alto, de respuesta finita al impulso, sin etapas de diezmado. Por lo tanto, cada CD presenta la misma longitud que la señal original.

Mediante esta herramienta, el EGM se descompuso en cuatro niveles utilizando una función Coiflet de segundo orden como wavelet madre. Dado que la interferencia de la red eléctrica se concentra principalmente en las escalas 3 y 4 (las cuales cubren un rango de frecuencias entre 31 y

62 Hz, aproximadamente), las activaciones auriculares en estas señales se detectaron y enventaron para preservar su morfología. De esta forma, se eliminó el ruido fuera de las ventanas establecidas y se reconstruyó la señal limpia mediante la TW inversa. La Figura 1 muestra gráficamente un resumen de esta metodología.

2.3. Evaluación de la reducción de ruido

Para comparar el algoritmo propuesto, también se ha replicado un filtro notch similar al incorporado en muchos sistemas de registro comerciales. Concretamente se ha diseñado usando un filtro digital bidireccional Butterworth de tercer orden con un ancho de banda de 2 Hz centrado en la frecuencia de 50 Hz. Para cuantificar la reducción de ruido y además cómo la morfología en la señal resultante es preservada se ha utilizado el índice de correlación de signo adaptativo (ICSA), calculado tanto en el dominio del tiempo como en el de la frecuencia. Se utilizó este índice en lugar del coeficiente de correlación de Pearson, ya que toma en consideración las diferencias de amplitud entre las dos señales comparadas. Desde un punto de vista matemático, denominando $x(n)$ al EGM original libre de ruido y $\hat{x}(n)$ al registro filtrado, el ICSA se calcula como:

$$\text{ICSA} [x(n), \hat{x}(n)] = \frac{1}{L} \sum_{k=1}^L x(k) \otimes \hat{x}(k), \quad (1)$$

Método	ICSA (%)	SIR (dB)				
		25	20	15	10	5
Filtrado TWE	Tiempo	94.0 ± 1.6	93.6 ± 1.5	92.4 ± 1.6	89.6 ± 1.7	85.9 ± 2.5
	Frecuencia	99.5 ± 0.3	99.4 ± 0.3	99.3 ± 0.3	99.0 ± 0.4	98.5 ± 0.5
Filtro notch	Tiempo	78.9 ± 4.0	78.9 ± 4.0	78.9 ± 4.0	78.9 ± 4.0	78.8 ± 4.0
	Frecuencia	96.3 ± 0.6	96.4 ± 0.6	96.4 ± 0.6	96.4 ± 0.6	96.4 ± 0.6

Tabla 1. Valores medios de ICSA obtenidos para el algoritmo de reducción de ruido propuesto basado en TWE y el filtrado notch, en los dominios de tiempo y de frecuencia.

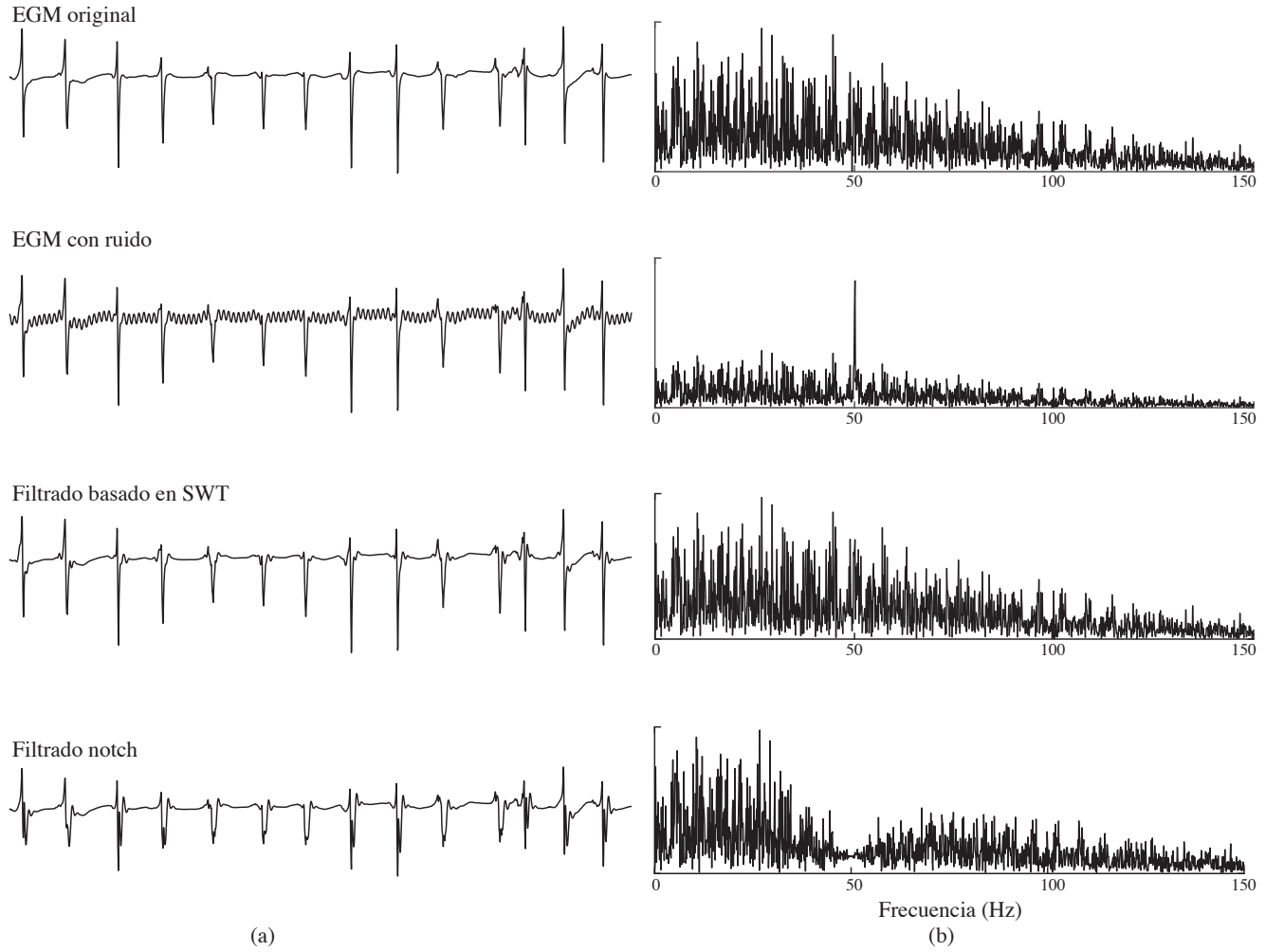


Figura 2. Ejemplo típico de las señales de EGM resultantes de los dos métodos de filtrado analizados, tanto en el dominio del tiempo (a) como de la frecuencia (b), considerando una SIR de 15 dB.

donde L es el número de muestras tanto para $x(n)$ como para $\hat{x}(n)$ y el operador \otimes se define como

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

El umbral ξ se ajustó experimentalmente al 5 % de la desviación estándar de $x(n)$.

3. Resultados

La Tabla 1 resume los valores medios de ICSA obtenidos para el algoritmo de reducción de ruido propuesto y

el filtrado notch, en los dominios de tiempo y de frecuencia. Como puede observarse, mientras que el filtrado notch proporciona valores de ICSA similares independientemente del nivel de ruido, con el método basado en TWE se obtuvieron formas de onda en tiempo y frecuencia que se deterioraron ligeramente a medida que disminuía la SIR. No obstante, el algoritmo propuesto siempre proporcionó EGMs notablemente más limpios y con valores del índice ICSA mejores, sugiriendo una morfología más parecida a la señal original que el filtrado de referencia. Concretamente, con el algoritmo basado en TWE se obtuvieron mejoras, en el dominio del tiempo, comprendidas entre el 9 % y el

19 %, con respecto a los resultados proporcionados por el filtro notch. Como ejemplo gráfico, la Figura 2 muestra las señales resultantes de ambos métodos de reducción de ruido en los dominios de tiempo y frecuencia, con una SIR de 15 dB. Se puede apreciar claramente la presencia del un tono de 50 Hz en el espectro del EGM contaminado con ruido de red y cómo esta interferencia desaparece de forma menos agresiva en el método basado en TWE que en el filtrado notch, en el que se elimina una porción mayor de componentes espectrales de la señal original (Figura 2.b). De igual forma, se puede comprobar que en el dominio temporal ha desaparecido la ondulación correspondiente al ruido de red, y que el método basado en TWE reproduce la señal original con una distorsión menor que el obtenido con el filtrado de referencia (Figura 2.a).

4. Discusión y conclusiones

El preprocesado del EGM juega un papel clave para conseguir estudios electrofisiológicos más precisos y confiables. Sin embargo, este aspecto no ha recibido mucha atención en la literatura. De hecho, en los sistemas de registro comerciales se utiliza de forma generalizada un filtro notch simple para reducir la interferencia de la red eléctrica en el proceso de registro de los EGMs, aunque modifica notablemente la morfología de la señal, tanto en el tiempo como en la frecuencia, tal y como han demostrado los resultados presentados. Por otra parte, cabe destacar que este filtrado provoca una alteración similar en el tratamiento de los EGMs independientemente del nivel de ruido presente, perturbando completamente incluso aquellas señales con una interferencia muy limitada. De esta manera, la información clínicamente útil podría deteriorarse y, como consecuencia de esto, la conexión entre la morfología del EGM y los mecanismos electrofisiológicos subyacentes a la FA podría difuminarse.

Por el contrario, el algoritmo propuesto, basado en TWE ha proporcionado una capacidad prometedora para reducir la interferencia de la red eléctrica, incluso para valores muy bajos de SIR de 5 y 10 dB. Por otra parte, como muestra la Figura 2, también preserva mejor la morfología del EGM tanto en el dominio del tiempo como en el de la frecuencia. Otra característica interesante de este método es su simplicidad, de modo que puede ser fácilmente incorporado en sistemas de registro comerciales. Sin embargo, el algoritmo requiere la detección de activaciones auriculares en las escalas 3 y 4, que no siempre es sencillo para EGMs complejos y fragmentados [14]. En consecuencia, en el futuro se desarrollarán experimentos adicionales centrados en este tipo de registros.

Agradecimientos

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

Referencias

- [1] de Bakker JMT, Wittkamp FHM. The pathophysiologic basis of fractionated and complex electrograms and the impact of recording techniques on their detection and interpretation. *Circ Arrhythm Electrophysiol* Apr 2010;3(2):204–13.
- [2] Issa ZF, Miller JW, Zipes DP. Clinical arrhythmology and electrophysiology: a comparison to Braunwald's heart disease. (Chapter 4). 2nd edition. Elsevier, 2012.
- [3] Heijman J, Algalarrondo V, Voigt N, Melka J, Wehrens XHT, Dobrev D, Nattel S. The value of basic research insights into atrial fibrillation mechanisms as a guide to therapeutic innovation: a critical analysis. *Cardiovasc Res* Apr 2016;109(4):467–79.
- [4] Schnabel RB, Yin X, Gona P, Larson MG, Beiser AS, McManus DD, Newton-Cheh C, Lubitz SA, Magnani JW, Ellinor PT, Seshadri S, Wolf PA, Vasan RS, Benjamin EJ, Levy D. 50 year trends in atrial fibrillation prevalence, incidence, risk factors, and mortality in the Framingham Heart Study: a cohort study. *Lancet* Jul 2015;386(9989):154–62.
- [5] Schotten U, Dobrev D, Platonov PG, Kottkamp H, Hindricks G. Current controversies in determining the main mechanisms of atrial fibrillation. *J Intern Med* May 2016; 279(5):428–38.
- [6] Van Wagoner DR, Piccini JP, Albert CM, Anderson ME, Benjamin EJ, et al. Progress toward the prevention and treatment of atrial fibrillation: A summary of the Heart Rhythm Society Research Forum on the Treatment and Prevention of Atrial Fibrillation, Washington, DC, December 9-10, 2013. *Heart Rhythm* Jan 2015;12(1):e5–e29.
- [7] Latchamsetty R, Morady F. Atrial fibrillation ablation. *Annu Rev Med* Aug 2017;.
- [8] Venkatachalam KL, Herbrandson JE, Asirvatham SJ. Signals and signal processing for the electrophysiologist. Part I: electrogram acquisition. *Circ Arrhythm Electrophysiol* Dec 2011;4(6):965–73.
- [9] Venkatachalam KL, Herbrandson JE, Asirvatham SJ. Signals and signal processing for the electrophysiologist. Part II: signal processing and artifact. *Circ Arrhythm Electrophysiol* Dec 2011;4(6):974–81.
- [10] Jadidi A, Lehrmann H, Weber R, Park C, Arentz T. Optimising signal acquisition and recording in an electrophysiology laboratory. *Cardiac Electrophysiology Clinics* 2013; 5:137–142.
- [11] Oesterlein TG, Lenis G, Rudolph DT, Luik A, Verma B, Schmitt C, Dössel O. Removing ventricular far-field signals in intracardiac electrograms during stable atrial tachycardia using the periodic component analysis. *J Electrocardiol* 2015;48(2):171–80.
- [12] Addison PS. Wavelet transforms and the ECG: a review. *Physiol Meas* Oct 2005;26(5):R155–99.
- [13] Lieb F, Stark HG, Thielemann C. A stationary wavelet transform and a time-frequency based spike detection algorithm for extracellular recorded data. *J Neural Eng* Jun 2017;14(3):036013.
- [14] Ng J, Sehgal V, Ng JK, Gordon D, Goldberger JJ. Iterative method to detect atrial activations and measure cycle length from electrograms during atrial fibrillation. *IEEE Trans Biomed Eng* Feb 2014;61(2):273–8.