

Extracción e Identificación de la Actividad Auricular en Episodios de Fibrilación Auricular Mediante Separación Ciega de Fuentes y Análisis Espectral

J. J. Rieta¹, J. Millet¹, V. Zarzoso², P. Misa¹, C. Sánchez³, R. Ruiz⁴, S. Morell⁴, R. García Civera⁴

¹ BeT-DIEo, Universidad Politécnica de Valencia, Valencia, España

² Department of Electrical Engineering and Electronics, The University of Liverpool, Liverpool, UK

³ DIEEA, Universidad de Castilla-La Mancha, Cuenca, España

⁴ Laboratorio de Electrofisiología, Hospital Clínico Universitario de Valencia, Valencia, España

Abstract

El análisis y caracterización de la fibrilación auricular (FA) a partir del electrocardiograma de superficie (ECG) requiere separar la actividad auricular (AA) de la ventricular (AV). La presente contribución muestra el potencial de la técnica de separación ciega de fuentes (BSS) para la extracción de la AA en episodios de FA. El método basado en BSS se fundamenta en considerar que la AA y la AV son fenómenos generados por fuentes bioeléctricas independientes. En los experimentos realizados se ha aplicado BSS sobre 38 episodios de FA. Tras la separación, se ha realizado un análisis espectral para identificar la fuente de AA. En el análisis se ha comparado la morfología del espectro y su frecuencia dominante con los resultados de analizar tramos de ondas f del mismo ECG. El resultado del estudio muestra que el análisis espectral es una técnica adecuada para la identificación de la fuente de AA obtenida aplicando BSS sobre episodios de FA.

1. Introducción

La fibrilación auricular (FA) es la arritmia cardiaca sostenida más frecuente, con un índice de aparición significativo en personas de la tercera edad. Su detección en el ECG de superficie se caracteriza por la ausencia de ondas P y un ritmo ventricular muy variable [1]. Estudiar la FA, a partir del ECG, requiere la eliminación de la actividad ventricular (AV) para obtener lo que se llama el ECG residual [2]. Hay varias alternativas de eliminación de la AV basadas en la cancelación del complejo QRST por substracción con una plantilla de QRST promedio [3]. El correcto alineamiento espacio-temporal de cada complejo con la plantilla de cancelación ha demostrado ser efectivo en la obtención del ECG residual [4, 5].

Sin embargo, considerar que las fuentes bioeléctricas de actividad auricular (AA) y de AV sean fenómenos física y estadísticamente independientes, permite separarlas aplicando las técnicas de separación ciega de fuentes (*Blind Source Separation*: BSS) [6]. Así, se pue-

den separar ambas actividades sin necesidad de recurrir a la cancelación explícita del complejo QRST [6, 7]. La identificación de la señal que corresponde con la AA, tras la separación con BSS, puede resultar complicada. Por ello, se hace necesario emplear una técnica que permita diferenciarla frente a las demás fuentes separadas.

2. Base de Datos

Debido a las características del método BSS, fundamentado en la diversidad espacial, es necesario disponer de registros ECG de la mayor cantidad posible de derivaciones. Por eso es difícil usar las de bases de datos comerciales (p.e. MIT-BIH). Así, todos los registros de ECG's utilizados proceden de una base de datos propia obtenida en el Laboratorio de Electrofisiología del Hospital Clínico Universitario de Valencia a partir del sistema Cardiolab [8, 9].

Todos los episodios han sido identificados por cardiólogos atendiendo a criterios médicos habituales del ECG de superficie y, al mismo tiempo, a electrogramas intracardiacos que se registraban simultáneamente. Se han elegido un total de 38 episodios, todos de 12 derivaciones, con una duración de 8 segundos. La Tabla 1 resume los pacientes y episodios de la base de datos.

Tabla 1: Pacientes y episodios de Fibrilación Auricular (FA) en la base de datos.

	FA
<i>Número de Pacientes</i>	12
<i>Número de Episodios</i>	38

3. Métodos

3.1. Preprocesado

Todas las señales de la base de datos han sido muestreadas (o remuestreadas) a 1kHz. El preprocesado ha consistido en realizar una normalización de amplitud de las señales, seguido de la aplicación de un filtro adaptati-

vo notch para cancelar el ruido de red y, finalmente se ha aplicado un filtrado paso banda bidireccional, con frecuencias de corte 0,5 y 60Hz para eliminar las fluctuaciones de la línea base del ECG y otros artefactos, como el ruido muscular [3].

3.2. Separación Ciega de Fuentes

La Separación Ciega de Fuentes consiste en la recuperación de un conjunto de señales fuente a partir, únicamente, de la observación de un conjunto de mezclas lineales de las mismas. Por medio del adjetivo “ciega” se pretende enfatizar que no se dispone de ningún conocimiento previo sobre las señales fuente (lo cual equivale a decir que son variables latentes de observación directa imposible) ni de la forma en que han sido mezcladas. La única hipótesis de partida pasa por considerar que las fuentes son estadísticamente independientes.

Matemáticamente, podemos considerar que se tiene un vector $\mathbf{x} = [x_1, x_2, \dots, x_q]^T$ (el símbolo T significa transposición) que representa q señales fuente consideradas como variables aleatorias independientes, y otro vector $\mathbf{y} = [y_1, y_2, \dots, y_p]^T$ que representa p observaciones o mezclas lineales de dichas variables. En este caso el modelo BSS, para mezclas instantáneas lineales, se puede expresar como

$$\mathbf{y} = \mathbf{M}\mathbf{x} \quad (1)$$

donde \mathbf{M} es una matriz de dimensión $p \times q$ que describe cómo se genera el vector de observaciones \mathbf{y} a partir del vector de fuentes \mathbf{x} , por lo que recibe el nombre de matriz de mezcla. El objetivo de resolución de este problema pasa por estimar \mathbf{x} y \mathbf{M} partiendo, únicamente, del conocimiento de \mathbf{y} [10].

Para poder extraer la señal de FA mediante BSS se debe considerar que la AA y AV están desacopladas, es decir, son generadas por fuentes bioeléctricas física y estadísticamente independientes [2]. De esta forma, las contribuciones de la fuente auricular y ventricular aparecen mezcladas en las señales registradas por los electrodos en el ECG de superficie, haciendo que se cumpla la ecuación (1), donde el vector \mathbf{y} corresponde al ECG observado, en tanto que \mathbf{x} , estará compuesto por las fuentes independientes de AA y AV, así como, posiblemente, por otras fuentes procedentes de interferencias y ruido. Los coeficientes de la matriz de mezcla \mathbf{M} dependerán de la geometría corporal, la conductividad de la piel, la posición de los electrodos, etc.

Para resolver el problema de BSS existen varias metodologías [10, 11] que se fundamentan en el análisis por componentes independientes (ICA), donde se emplean estadísticos de orden superior, dada su gran robustez para evaluar la independencia estadística.

En general, el método de BSS sólo puede separar tantas señales fuente como observaciones se le introducen y, puesto que en cada derivación del ECG tendremos una combinación lineal distinta de las señales fuente, para realizar la separación es importante disponer de tantas observaciones como sea posible. Por eso resulta importante utilizar registros de 12 derivaciones para poder aplicar el método de BSS en las mejores condiciones.

Tras el preprocesado de los registros se les ha aplicado el método BSS para separar la fuente de FA que, en muchos casos, no resulta tener una identificación visual sencilla, por lo que se hace necesario aplicar un análisis posterior que permita identificar esta fuente.

3.3. Análisis Espectral

Tras aplicar la separación de fuentes mediante BSS, la identificación de la AA en el episodio de FA no es inmediata, pues existen varias candidatas posibles. Por eso, es importante establecer un método que permita identificar sin error la fuente auricular. Para ello se ha realizado un análisis espectral de las fuentes candidatas a ser la señal de AA que ha consistido en obtener la densidad espectral de potencia (DEP), por medio del periodograma modificado, de cada una de estas señales aplicando el método de Welch–WOSA con un enventanado Hamming de 4096 puntos, un solape entre ventanas del 50% y una FFT de 8192 puntos. Posteriormente se ha descartado la parte del espectro por encima de 30Hz debido a su escasa contribución. Mediante este análisis se ha podido identificar cuál es, realmente, la fuente auricular a través de la comprobación de las frecuencias predominantes y la morfología de la DEP [3, 5, 7, 12].

Siguiendo esta metodología se ha aplicado el mismo análisis a tramos de ondas f (segmentos T–Q) de las derivaciones del ECG en donde la AA presenta mayor amplitud (derivaciones III, aVF y V1) para comparar su DEP con la obtenida del análisis anterior y confirmar que la identificación de la fuente auricular es correcta.

4. Resultados y Discusión

En la Figura 1 se presenta un episodio de FA sobre un ECG de 12 derivaciones, junto con la separación de fuentes obtenida de aplicar el método de BSS sobre el mismo. Las amplitudes de las fuentes separadas están normalizadas debido al modo de operación del método BSS (separa las señales pero su potencia permanece indeterminada [10]). Como se puede observar, existen algunas fuentes que, claramente, poseen contenido de actividad ventricular (fuentes 1, 2, 5 y 6), otras de ellas son atribuibles a ruido y artefactos del ECG (fuentes 7, 8, 10, 11, y 12) y, finalmente, las fuentes 3, 4 y 9 parecen contener la actividad auricular del episodio de fibrilación.

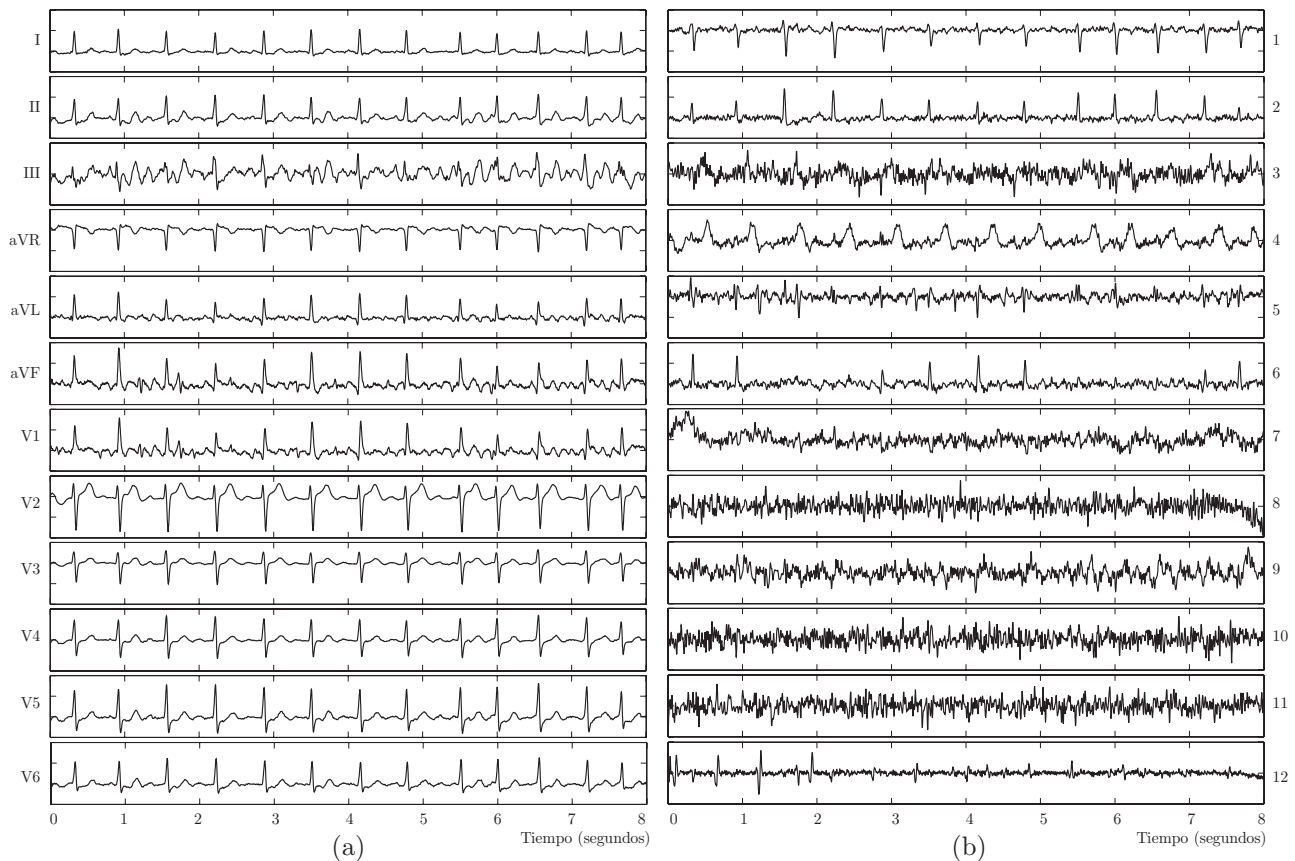


Figura 1. Punto de partida y resultado de la separación ciega de fuentes. (a) Segmento de ECG de 12 derivaciones perteneciente a un episodio de fibrilación auricular. (b) Fuentes independientes separadas mediante BSS.

Para identificar correctamente cuál de las tres candidatas es la fuente con mayor contenido de actividad auricular, en la Figura 2 se presenta la densidad espectral de potencia de cada una de ellas. Se puede apreciar que la morfología espectral de la fuente n° 4 (Fig. 2.b), así como la frecuencia del máximo, es claramente identificable con una señal de actividad auricular en un episodio de fibrilación auricular [5, 7, 12].

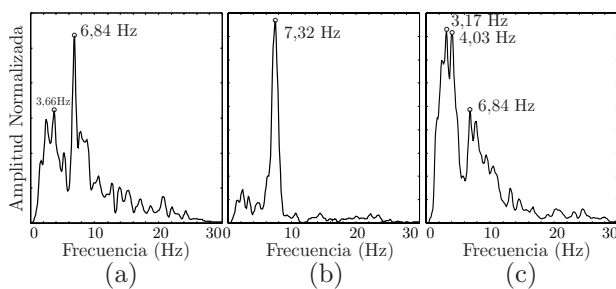


Figura 2. Densidad espectral de potencia de las fuentes estimadas mediante BSS con mayor contenido de actividad auricular de la Figura 1.b. (a) Fuente n° 3, (b) Fuente n° 4, (c) Fuente n° 9.

La frecuencia del máximo, para todos los episodios y pacientes analizados, varía entre 6 y 8Hz, estando siem-

pre por encima de 5Hz. En cuanto a la varianza de la frecuencia del máximo dentro de un mismo episodio, siempre es inferior a 1Hz. La Figura 3 ilustra la evolución de la DEP de la fuente n° 4 calculada sobre tres segmentos sin solapamiento. Es posible observar la pequeña variación de la frecuencia del máximo, si bien, la morfología de la DEP no experimenta cambios sustanciales.

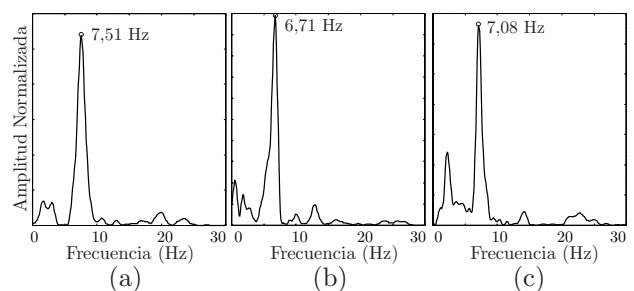


Figura 3. Evolución, sobre tres tramos, de la densidad espectral de potencia de la fuente BSS n° 4 (Figura 1.b).

Para terminar de identificar correctamente la fuente de AA, en todos los casos analizados se ha obtenido la DEP de tramos de ondas f del ECG de partida en donde mayor amplitud tiene la señal de fibrilación. En la Figura 4 se presenta el resultado de obtener la DEP sobre un tramo de

ondas f de las derivaciones III, aVF y V1 del ECG de la Figura 1.a. Como se puede observar, la morfología del espectro y la frecuencia del máximo, coinciden razonablemente con las que se han presentado en la Figura 3, pertenecientes al análisis por tramos de la fuente nº 4.

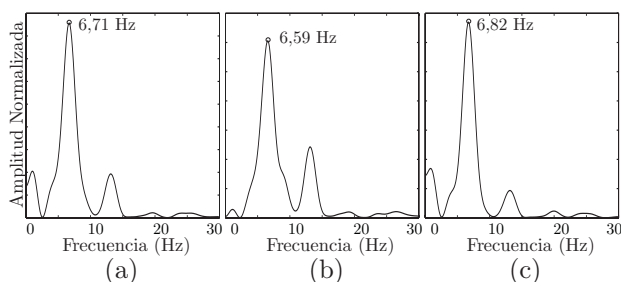


Figura 4. Densidad espectral de potencia de un tramo de ondas f de las derivaciones III, aVF y V1 del episodio de la Figura 1.a. (a) DEP derivación III, (b) DEP derivación aVF, (c) DEP derivación V1.

Los resultados obtenidos pueden calificarse de muy satisfactorios, habiendo permitido mediante la separación ciega de fuentes y el análisis espectral, no solo la extracción de la señal de actividad auricular, sino también, su correcta identificación. Hay que destacar que sin el empleo del análisis espectral y, recurriendo únicamente a la inspección visual, la tarea de identificar la señal de actividad auricular puede ser inabordable en muchos de los episodios analizados.

5. Conclusiones

En la presente contribución, se ha comprobado que tras el análisis y separación mediante BSS de episodios de FA, existe un buen número de casos en los que resulta imposible identificar visualmente cuál, de las señales separadas, corresponde a la AA. Para superar esta dificultad, se ha propuesto realizar el análisis de la DEP de las fuentes estimadas con mayor contenido de AA, junto con su comparación frente a la DEP de tramos de ondas f de las derivaciones con mayor contenido de AA en el ECG de superficie. Este procedimiento permite identificar con más certeza cuál es la fuente separada por el método de BSS que realmente contiene la actividad buscada. Además, al estar basado en técnicas convencionales de análisis espectral, este método de identificación presenta un mínimo incremento del coste computacional frente al asociado a la aplicación de BSS.

Por otro lado, también se ha comprobado la idoneidad de las técnicas basadas en BSS para la extracción de la AA, siendo una interesante y novedosa alternativa a los métodos basados en la cancelación directa de la AV. Además, la fuente estimada mediante BSS da lugar únicamente a una señal, mientras que con los métodos de cancelación explícita del complejo QRST se obtendrán

tantas señales de AA como derivaciones se introduzcan al algoritmo de cancelación, no siendo posible conocer cuál es la contribución de cada una de ellas sobre la señal global de AA.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido parcialmente subvencionado por el proyecto FEDER (1FD97-2147) y la empresa NeuroCor.

Referencias

- [1] Slocum J, Sahakian A, Swiryn S. "Computer discrimination of atrial fibrillation and regular atrial rhythms from intra-atrial electrograms". *IEEE Trans Biomed. Eng.* 1998; 45:229-234.
- [2] Stridh M, Sörmo L., "Spatiotemporal QRST cancellation techniques for analysis of atrial fibrillation: methods and performance". *IEEE Computers in Cardiology* 1998; 25:633-636.
- [3] Bollman A, Kanuru NK, McTeague KK, *et al.* "Frequency analysis of human atrial fibrillation using the surface electrocardiogram and its response to Ibutilide. *Am. J. Cardiol* 1998; 81:1439-1445.
- [4] Stridh M, Sörmo L, "Spatiotemporal QRST cancellation techniques for analysis of atrial fibrillation". *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2001; 48:105-111.
- [5] Stridh M, Sörmo L, Meurling CJ, Olsson SB, "Characterization of Atrial Fibrillation Using the Surface ECG: Time-Dependent Spectral Properties". *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2001; 48:19-27.
- [6] Rieta JJ, Zarzoso V, Millet J, García R, Ruiz R. "Atrial Activity Extraction Based on Blind Source Separation as an Alternative to QRST Cancellation for Atrial Fibrillation Analysis". *IEEE Computers in Cardiology* 2000; 27:69-72.
- [7] Langley P, Bourke JP, Murray A, "Frequency Analysis of Atrial Fibrillation". *IEEE Computers in Cardiology* 2000; 27:65-68.
- [8] Millet J, Mocholí A, Ruiz R, García R. "An advanced system to biosignal acquisition and processing". *World Congress on Med Phis and Biomed Eng* 1997.
- [9] Millet J, Mocholí A, Chorro FJ, García R. "Problemática y Aspectos Relevantes en la Confección de una Base de Datos de Señales Apropiaada para Aplicaciones en Bioingeniería. Aplicación a un Estudio de Identificación de Arritmias Cardiacas". *XVI CASEIB*, 1998; 143-147.
- [10] Zarzoso V, Nandi AK. Blind source separation. In Nandi AK (ed.), *Blind Estimation Using Higher-Order Statistics*. Boston: Kluwer, 1999; 167-252.
- [11] Hyvärinen A, Oja E. "Independent Component Analysis: Algorithms and Applications". *Neural Networks* 2000, 13 (4-5): 411-430.
- [12] Zheng XX, Yue HY *et al.*, "Analysis for Atrial Fibrillation Waves". *20th Ann. Int. Conf. IEEE EMBS* 1998; 115-118.

Dirección de contacto:

José Joaquín Rieta Ibáñez
Dpto. Ing. Electrónica, EPS Gandía. UPV
C. Nazaret-Oliva S/N. 46730. Grao de Gandía. Spain
E-mail: jjrieta@eln.upv.es