

# Análisis tiempo-frecuencia de mapas de activación cardíaca en fibrilación ventricular

J Guerrero<sup>1</sup>, J. Chorro<sup>2</sup>, M. Bataller<sup>1</sup>, J. Muñoz<sup>1</sup>, J. Espí<sup>1</sup>.

<sup>1</sup> Grupo de Procesado Digital de Señal. Universidad de Valencia. Spain

<sup>2</sup> Servicio de Cardiología. Hospital Clínico. Valencia. Spain

Departamento Ingeniería Electrónica. Escuela Superior Ingeniería.

Telf: +34-963160454 | Fax: +34-963160466

[juan.guerrero@uv.es](mailto:juan.guerrero@uv.es)

## Resumen

El análisis de mapas de activación permite investigar la estructura de la fibrilación ventricular cardíaca (FV). El presente trabajo plantea una revisión de la utilización de objetos de interés (*blobs*), usados en procesamiento de imágenes y aplicados también a mapas de activación cerebral y cardíaca, mediante su generación a partir de representaciones tiempo-frecuencia de registros FV. Su estudio proporciona información sobre qué frecuencias de la señal están presentes en un instante dado, así como su distribución espacial. También permiten determinar el momento en que una determinada frecuencia aparece y desaparece de cada electrodo, por lo que constituye una herramienta interesante para analizar los mecanismos de generación y mantenimiento de la FV.

## 1. Introducción

Para investigar la estructura de la fibrilación ventricular, se han realizado numerosos estudios basados usualmente en mapas de activación obtenidos mediante sistemas de mapeado utilizando múltiples electrodos o sensores ópticos. Las técnicas aplicadas incluyen la determinación de isócronas, representaciones dinámicas, métodos estadísticos y de aislamiento de frentes de ondas de activación [1].

Las regiones u objetos de interés que permiten una descripción cualitativa de la estructura de una imagen, denominados *blobs* por Lindberg [2], han sido utilizadas en diversas aplicaciones de detección de actividad en registros de mapeado de bioseñales, como en el caso de mapas de activación cerebral [3]. En el campo del análisis de la FV, Choi y cols [4] han aplicado la detección de *blobs* como un método de extraer información sobre el grado de dispersión en frecuencia que se produce en la señal fibrilatoria para un instante dado en función de su localización espacial, y también para determinar la vida media de los mismos para una frecuencia dada.

El presente trabajo analiza la utilización de los *blobs* en el caso de la FV tal y como se propone en [4], estudiando las limitaciones de la metodología utilizada y mostrando el tipo de información que puede derivarse de su aplicación.

## 2. Metodología

Los registros de mapeado de FV utilizados han sido adquiridos en los laboratorios de Electrofisiología Cardíaca de la Universidad de Valencia mediante la utilización de un sistema de mapeado comercial (MAPTECH, Waalre, the Netherlands) de 256 canales, con frecuencia de muestreo de 1kHz, y utilizando un electrodo matricial localizado en ventrículo de corazón aislado de conejo perfundido mediante un sistema de Langendorff. Para extraer los *blobs* a partir de este tipo de registro, es necesario reconfigurar la información en forma de un mapa tridimensional cuyos ejes X-Y corresponderán a las dimensiones espaciales de la matriz de captación y el eje Z puede corresponder a la frecuencia, proporcionando así información sobre qué componentes espectrales están presentes en cada zona del espacio para un instante dado, o al tiempo, permitiendo en este caso analizar los instantes de aparición y aniquilación de actividad para una determinada frecuencia en el espacio. Para ello, deben generarse mapas 3D a partir de la información extraída mediante la correspondiente representación tiempo-frecuencia (RTF) de cada canal. A continuación se describe el procesamiento realizado para la obtención de los *blobs* en tiempo y en frecuencia.

En primer lugar, se realiza un preprocesado, descartando aquellos canales con baja amplitud o presencia de ruido de red, y eliminando tendencias. También, y debido a la elevada carga computacional del algoritmo, se decima la señal por un factor de 2 (frecuencia de muestreo efectiva: 500Hz), realizando un filtrado antialiasing previo (filtro pasa-bajo de Chebyshev Tipo I de octavo orden). A continuación se obtiene la representación tiempo-frecuencia de la señal

Para obtener los *blobs* correspondientes a diferentes frecuencias de la actividad de la FV, se fija un instante temporal,  $t_0$ , y se selecciona el espectro correspondiente a ese instante para todos los canales. Esto proporciona una representación  $P(x,y,f)$  de 3 dimensiones: espacio (X,Y: filas y columnas de la matriz de electrodos) y frecuencia (Hz). Según su definición, los *blobs* están delimitados por los máximos y mínimos de esta función, pero el ruido superpuesto puede generar la

fragmentación de *blobs* reales presentes en la señal o la aparición de una gran cantidad de ellos relacionados con dicho ruido. Para evitar esto, en [4] se utiliza un umbral, determinado a partir del histograma de distribución de  $P$ , estableciendo un valor mínimo que elimine el ruido de base preservando las activaciones de pequeña amplitud.

Para el agrupamiento de *blobs* contiguos se realiza previamente una binarización de  $P(x,y,f)$ , y se asigna a cada pixel una etiqueta de pertenencia a un *blob* determinado en función de su vecindad a otros que también presenten actividad a esa frecuencia y en esa zona.

El proceso seguido para obtener la evolución temporal de los *blobs* correspondientes a una frecuencia es similar. En este caso, se fija una frecuencia,  $f_0$ , y se obtiene la representación  $P(x,y,t)$ , siendo  $t$  el tiempo (s). El esquema del algoritmo desarrollado se ilustra en la figura 1.

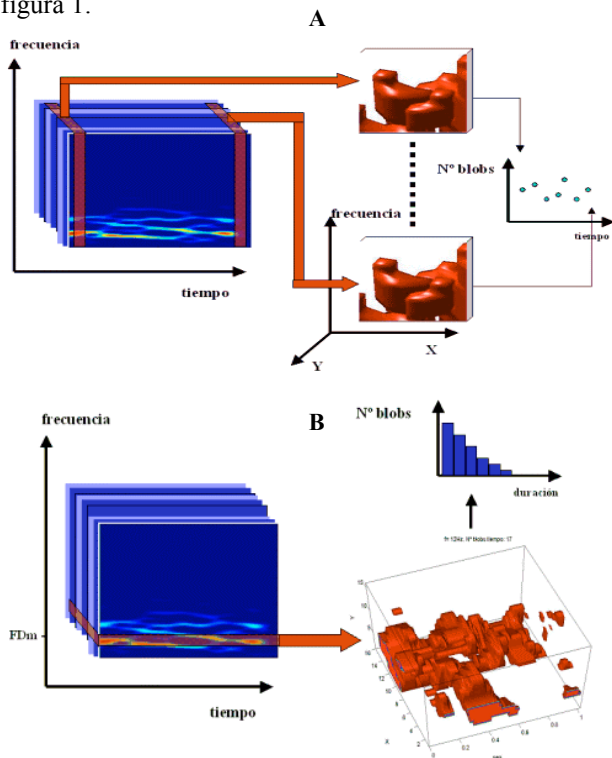


Fig. 1. Esquema del algoritmo para la obtención de los blobs en frecuencia(A) y tiempo(B).

Los parámetros propuestos en [4] para analizar el tiempo de vida de los *blobs* y la fragmentación en frecuencia del espectro de la señal se obtienen midiendo la duración temporal de los *blobs* temporales para  $f=f_0$ , y realizando un conteo del número de *blobs* de frecuencia para  $t=t_0$ , respectivamente.

Para analizar la información proporcionada por el método y sus limitaciones, se ha trabajado con dos tipos de registros. En primer lugar, se generó un registro sintético consistente en una señal senoidal de 15Hz en 5 intervalos de duración de 200ms separados por periodos de inactividad (figura 2). Esta señal aparece sólo en electrodos agrupados en dos zonas separadas del espacio, permitiendo comprobar la resolución temporal al obtener el tiempo de vida de los *blobs*, el rango de

dispersión de frecuencias, así como su localización espacial. El segundo tipo de registros corresponde a ficheros reales obtenidos en 3 supuestos diferentes (ritmo sinusal, FV durante perfusión miocárdica y FV en isquemia), para ilustrar las diferencias de características de los *blobs* que se producen en cada caso.

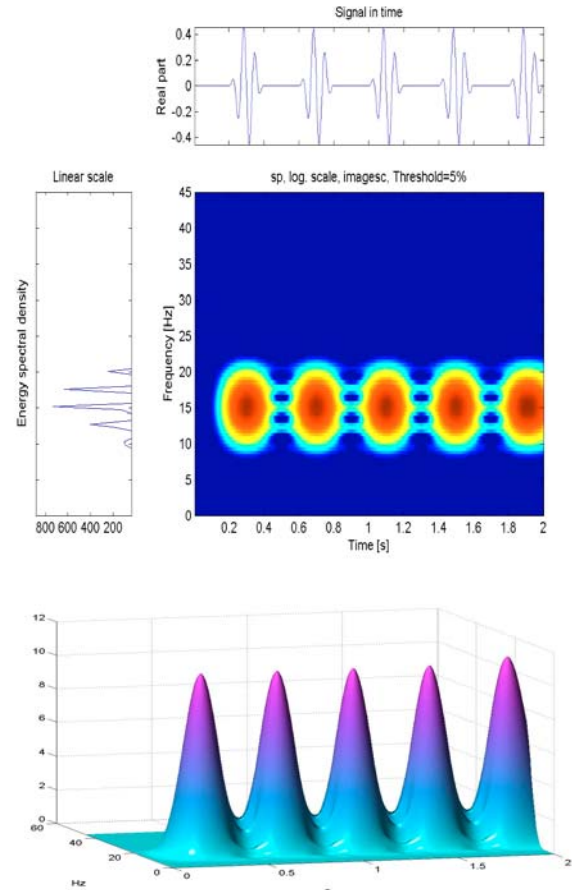


Fig. 2. Registro sintético: señal en el tiempo (trazado superior), periodograma (trazado izquierdo) y espectro-grama (trazado central e inferior) para un canal.

Se ha analizado la influencia del tipo de representación tiempo-frecuencia utilizada y el umbral para obtención de los *blobs* en los parámetros comentados y en la carga computacional del algoritmo. Se calcularon las siguientes RTF: espectrograma (ventana de Hamming de longitud  $N/4$ , siendo  $N$  el número de muestras de la señal), Wigner-Ville, Pseudo Wigner-Ville, Interferencias reducidas (Bessel kernel) y Zhao-Atlas-Marks (cone-shaped kernel).

El procesado se ha realizado con Matlab 6.5, utilizando la librería de tiempo frecuencia descrita en [5]. El algoritmo se ha ejecutado en un ordenador compatible PC con procesador Intel Pentium 4 Mobile a 1.3GHz, 1024kB de cache L2 y 512MB de memoria principal a 432 MHz.

### 3. Resultados

La tabla 1 muestra los resultados del número de *blobs* en frecuencia y tiempo, así como las duraciones medias, al

cambiar el umbral mediante el espectrograma y utilizando el registro sintético. Aunque en [4] se propone analizar el histograma de distribución de amplitudes de la función P y utilizar un umbral fijo, los resultados obtenidos muestran que la duración media de los *blobs* depende del umbral elegido debido a la precisión de la RTF. Esta situación es particularmente crítica cuando la señal contiene componentes muy próximas, pudiendo producirse solapes de *blobs* que son detectados como uno único en función del valor umbral, tal y como ocurre para umbrales bajos.

Umbral (%)	Num. <i>blobs</i> frec.	Num. <i>blobs</i> tiempo	Durac. Media (s)
5	2	2	1.93
12.5	2	10	0.36
25	2	10	0.31
50	2	10	0.21

**Tabla 1.** Efecto del umbral utilizado en los parámetros extraídos.

Las variaciones producidas en los parámetros analizados en función de la RTF utilizada se muestran en la tabla 2, así como el tiempo de cálculo del algoritmo para obtener las RTF de los 256 canales y extraer los *blobs* en frecuencia para  $t=1s$  y los temporales para  $f=15Hz$  (aunque el procesado debe repetirse para todos los valores de frecuencia y tiempo, aquí se muestra un único valor como referencia). Para todos los casos se ha aplicado un umbral del 12.5%.

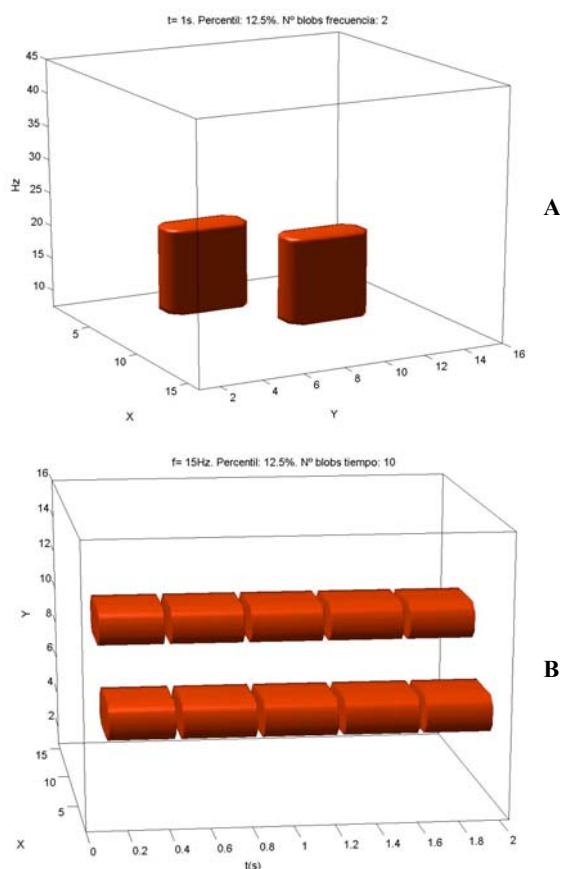
RTF	Num. <i>Blobs</i> frec.	Num. <i>blobs</i> tiempo	Durac. media (s)	$T_{calc}$ (s)
Espectrograma	2	10	0.36	37.22
Wigner-Ville	4	18	0.10	36.99
Pseudo Wigner-Ville	4	18	0.10	30.75
Interferencias reducidas (ventana Bessel)	16	18	0.13	1108.6
Zhao-Atlas-Marks	16	18	0.16	836.6

**Tabla 2.** Resultados de los parámetros para diferentes RTF.  $T_{calc}$ : tiempo de cálculo del algoritmo.

El espectrograma proporciona el menor número de *blobs* de frecuencia de todas las RTF analizadas debido a su menor resolución, y la duración media estimada es mayor que la real para este valor de umbral (el valor real es de 200ms). Por el contrario, el número de *blobs* temporales detectados es el correcto (la figura 3 muestra los *blobs* obtenidos para este caso). Las restantes TFRs proporcionan mayor resolución en frecuencia pero valores superiores a los reales en el tiempo, ya que los términos de interferencia son contabilizados también como *blobs*. Además, la duración media tiene en todos los casos, un valor menor que el real. Respecto del

tiempo de cálculo del algoritmo, la RTF de interferencias reducidas con ventana de Bessel y la ZAM presentan tiempos del orden de 20 a 30 veces mayores que el espectrograma o las Wigner-Ville. En cualquier caso, el método presenta una carga computacional relativamente elevada.

La figura 4 muestra los *blobs* en frecuencia obtenidos utilizando registros reales para  $t=1s$ . En ritmo sinusal (figura 4A) se observa un patrón regular y distribuido de componentes espectrales. En FV pero manteniendo la perfusión (figura 4B), se produce un agrupamiento de los *blobs* de frecuencia, que presenta una mayor dispersión en caso de isquemia (figura 4C). El número de *blobs* es mucho mayor en el primer caso (25), debido fundamentalmente al mayor ancho de banda de ondas como el QRS, frente a la perfusión (6) o la isquemia (4) durante la FV.

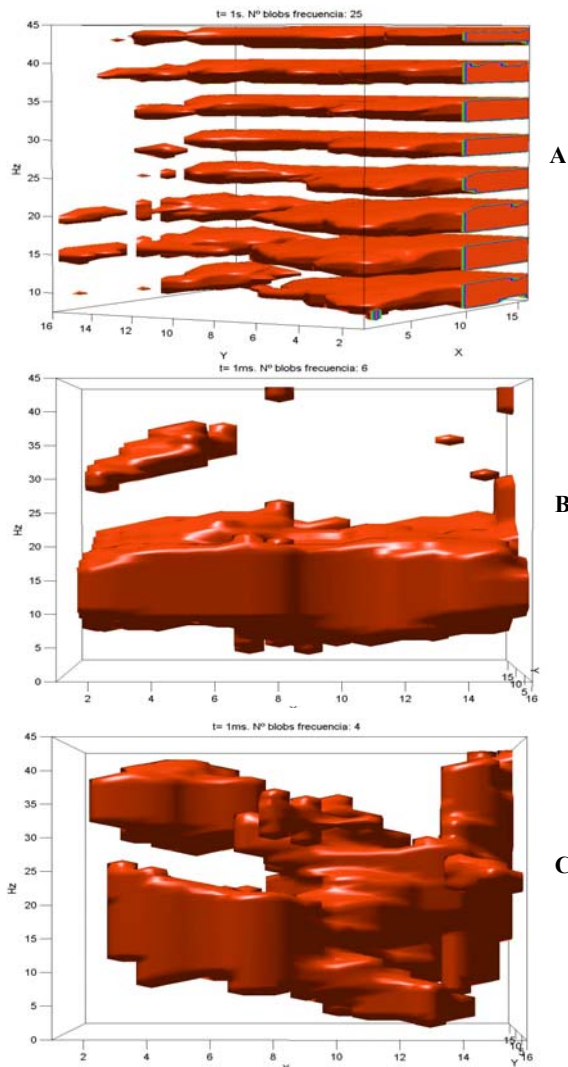


**Fig. 3.** Blobs en frecuencia (A) y tiempo (B) obtenidos a partir del espectrograma. X-Y: fila y columna de la matriz de electrodos.

En el caso de la evolución temporal de los *blobs* para una determinada frecuencia (figura 5), de nuevo se observa un patrón regular en la distribución de los mismos para el ritmo sinusal (5A), obteniéndose un número superior de *blobs* (10) que en el caso de FV con perfusión mantenida (5B), en el que dicho número disminuye debido a que la frecuencia analizada (en este caso, se ha tomado la frecuencia dominante de la fibrilación) tiene una mayor persistencia temporal, sin zonas de nivel basal como ocurre en el caso sinusal.



Cuando se produce la isquemia (5C), se observa una fragmentación de la señal, creándose y eliminándose los *blobs* a la frecuencia analizada tanto en el tiempo para un determinado canal como en el espacio, produciéndose en diferentes electrodos. Este hecho se refleja en un incremento del número de *blobs* (17).

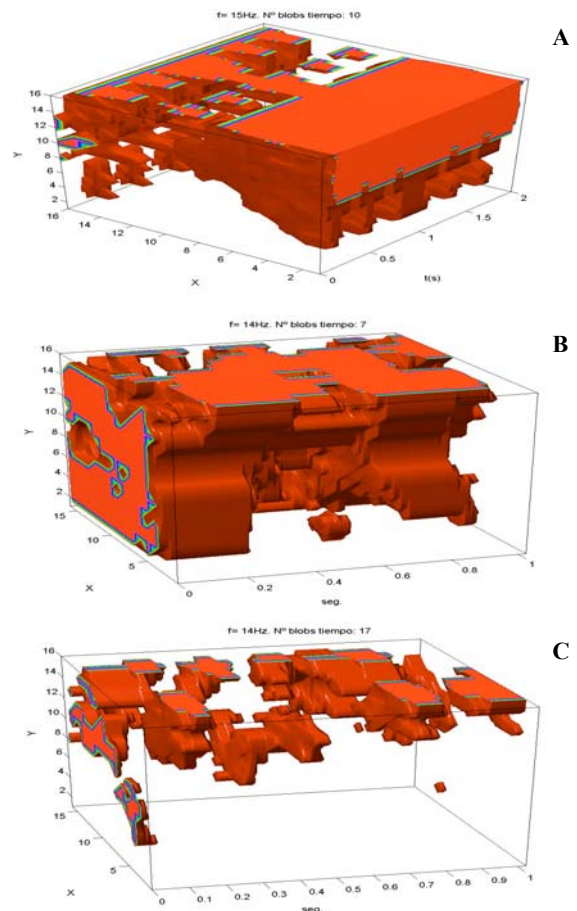


**Fig. 4.** Dispersión en frecuencia: número y distribución de *blobs* en ECG normal (A), durante FV en perfusión (B) y FV en isquemia (C). X-Y: fila y columna de la matriz de electrodos. Z: frecuencia (Hz)

#### 4. Conclusiones

El método propuesto permite extraer información de los mapas de FV no disponible de forma directa cuando se estudian mediante los métodos clásicos en el tiempo o la frecuencia. Constituye, por tanto, una herramienta interesante para el estudio de los mecanismos de generación y perpetuación de la fibrilación.

No obstante, su sensibilidad al ruido y su dependencia de la RTF y umbral utilizados requieren un mayor estudio. La posibilidad de realizar el análisis de los *blobs* en una jerarquía multiescala, con diversos niveles de resolución del espacio en que se extraen los *blobs*, propuesta en [2], podría contribuir a minimizar estos efectos.



**Fig. 5.** Evolución temporal de la FD: número y distribución de *blobs* en ECG normal (A), durante FV en perfusión (B) y FV en isquemia (C). X-Y: fila y columna de la matriz de electrodos. Z: frecuencia (Hz)

#### 5. Agradecimientos

El presente trabajo ha sido financiado parcialmente por el proyecto PI020594 del "Fondo de Investigación Sanitaria (FIS)".

#### Referencias

- [1] J. Rogers, P. Bayly, R. Ideker, W. Smith. "Quantitative techniques for analyzing high-resolution cardiac-mapping data". IEEE Eng. Med Biol. Mag., 17, 1999, pp. 62-71.
- [2] T. Lindenberg, "Detecting salient *blob*-like image structures and their scales with a scale-space primal sketch: a method for focus-of attention". Int. Journal of Computer Vision, 11, 1993, pp. 283-318.
- [3] O. Coulon, I. Bloch, V. Frouin, J. Mangin. "The structure of PET activation maps". HBM'97, Third International Conference on Functional Mapping of the Human Brain, Copenhagen, Neuroimage 5, S391, 1997.
- [4] B. Choi, W. Nho, T. Liu, G. Salama. "Life span of ventricular fibrillation frequencies". Circ Res, 91, 2002, pp. 339-345.
- [5] P. Flandrin, F. Auger, P. Gonçalves, O. Lemoine. "Time-Frequency Toolbox: reference guide". 2003. <http://crttsn.univ-nantes.fr/~auger/tftb.html>.