Algoritmo de consistencia espacial basado en la morfología del electrograma para mejorar la delineación durante mapeo electroanatómico ventricular

A. Alcaine Otín[1,2], D. Soto Iglesias[3], D. Andreu Caballero[4], J. Acosta Martínez[4], A. Berruezo Sánchez[4], P. Laguna Lasaosa [1,2], O. Cámara Rey[3], J. P. Martínez Cortés[1,2]

[1] Biomedical Signal Interpretation and Computational Simulation (BSICoS) Group, Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A), IIS Aragón, Universidad de Zaragoza, Zaragoza, España.

[2] Centro de Investigación Biomédica en Red en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN), Madrid, España, {aalcaineo, laguna, jpmart}@unizar.es.

[3] PhySense Group, Universitat Pompeu Fabra, Barcelona, España, {david.soto, oscar.camara}@upf.edu.

[4] Sección de Arritmias, Departamento de Cardiología, Instituto del Tórax, Hospital Clínic de Barcelona, Barcelona, España, {dandreu, berruezo}@clinic.ub.es, juan.acostamartinez@gmail.com.

Resumen

El mapeo de activación (MA) del miocardio usando sistemas de mapeo electroanatómico (MEA) resulta de gran utilidad en los tratamientos de ablación con catéter de arritmias comunes. En las taquicardias de origen focal, el objetivo de la ablación queda definido por el área de activación precoz. Recientemente, propusimos un algoritmo basado en wavelet para la identificación del inicio del electrograma (EGM) bipolar para su uso en MA con sistemas de MEA. En este trabajo se presenta un algoritmo basado en la morfología del EGM para obtener mapas de activación espacialmente consistentes, y en especial, en las áreas de mayor densidad de puntos de mapeo. El algoritmo alinea la señal EGM de aquellos puntos de mapeo cercanos entre sí y similares en morfología, comprobando si el inicio de la activación EGM detectado esta sincronizado entre ellos con una tolerancia de ± 5 ms. Si no están sincronizados, la señal bipolar EGM obtenida del promediado pesado de todos ellos se delinea nuevamente y el nuevo instante de inicio de la activación EGM se usa para el cálculo de los tiempos de activación locales (TAL). Los inicios de activación obtenidos automáticamente son comparados con aquellos obtenidos manualmente durante la operación por un técnico experto en un total de 15 mapas electroanatómicos (1763 puntos de mapeo). El algoritmo presentado corrige el 31% de los puntos de mapeo estudiados y reduce su diferencia con las anotaciones manuales de 5.1 ± 13 ms a 4.3 ± 11.6 ms.

1. Introducción

Las taquicardias ventriculares (TVs) se relacionan comúnmente con la presencia de enfermedad cardíaca estructural. Sin embargo, alrededor de un 10% de los pacientes que padecen de TVs no presentan dicha enfermedad, padeciendo de lo que se conoce como TV idiopática [1]. Dichas TVs idiopáticas provienen frecuentemente del tracto de salida (TS), con una mayor incidencia en el TS del ventrículo derecho [2], aunque también es frecuente su procedencia del TS del ventrículo izquierdo [3, 4].

Las taquicardias ventriculares idiopáticas del tracto de salida (TVITS) tiene origen focal, por lo tanto, el objetivo del tratamiento mediante ablación con catéteres se centra en el área de activación precoz [5]. El mapeo de activación (MA) mediante el uso de sistemas de mapeo electroanatómico (MEA) ayuda en la identificación de dicha área precoz. El tiempo de activación local (TAL) se utiliza comúnmente para el MA y se define como el instante en que el catéter detecta un frente de activación en referencia a un instante de tiempo estable [1]. Sin embargo, existen diferentes definiciones para el TAL dependiendo del modo de adquisición de los electrogramas (EGM) [6].

Recientemente, se ha propuesto un delineador basado en wavelet para el calculo automático de los TAL basado en el inicio de activación de la señal EGM bipolar [7]. Dicho algoritmo determina el inicio de la activación EGM mediante la transformación wavelet de la envolvente compleja de la señal EGM bipolar usando la anchura del complejo QRS como ventana de búsqueda. Sin embargo, esta estrategia no tiene en cuenta las relaciones espacio-temporales de los puntos de mapeo cercanos, siendo éstos de especial relevancia en la determinación del lugar de ablación en las TVITS.

En este trabajo, proponemos un algoritmo basado en la morfología de la señal EGM que explota las similitudes morfológicas de los puntos de mapeo cercanos entre si para obtener patrones de activación suavizados. Esto es de especial interés en el mapeo de las TVITS donde se adquiere una alta densidad de puntos de mapeo en el área de activación precoz.

2. Materiales

En este trabajo se estudiarán 15 mapas electroanatómicos (7 procedentes de ventrículo derecho y 8 de ventrículo izquierdo) de pacientes que padecen de latidos ventriculares prematuros (LVP), diagnosticados con TVITS y referenciados a la sección de arritmias del Hospital Clínic de Barcelona (España) para procedimiento de ablación.

Cada uno de estos mapas se adquirió usando el sistema de MEA CARTO® 3 (*Biosense Webster, Inc., Diamond Bar, CA, USA*) bajo sedación consciente. El número total de puntos de mapeo estudiados es de 1763 puntos (118 ± 74 puntos/mapa). Cada uno de los puntos incluye señales del

sistema de 12 derivaciones ECG estándar y señales bipolares EGM procedentes de un catéter 7F, con separación de electrodos 2-5-2 y punta irrigada de 3.5 mm NaviStar® Thermocool (*Biosense Webster, Inc., Diamond Bar, CA, USA*). Estas señales son adquiridas a una frecuencia de muestreo de 1 kHz durante 2.5 segundos, asegurando el correcto contacto del catéter con la pared endocárdica ventricular y la existencia de al menos un LVP durante el tiempo de registro. Las señales EGM bipolares son filtradas paso banda entre 16-500 Hz con un filtro supresor de línea de red de 50Hz de tipo notch.

Para cada punto de mapeo, el inicio de la activación EGM bipolar fue determinado manualmente por un técnico experto durante la intervención y utilizado para el cálculo de los TAL durante el MA. Por lo tanto, dichas anotaciones manuales serán utilizadas en este trabajo en la evaluación de los resultados

3. Métodos

El algoritmo se aplica después de realizar la delineación de la activación EGM en cada uno de los i-ésimos puntos de mapeo $x_i[n]$ con el método descrito en [7]. Cada uno de estos puntos tiene asociado un vector de posición $\boldsymbol{r}_i = [r_{x_i}, r_{y_i}, r_{z_i}]^{\mathrm{T}}$ dado por el sistema de MEA.

Primero, el algoritmo busca entre los puntos de mapeo ya adquiridos $x_k[n], k = 1 \dots i$ por aquellos que se encuentran en la vecindad N_i. Esta vecindad se define como $N_i = \{k;\ \|\boldsymbol{r}_i - \boldsymbol{r}_k\|_2 \leq 6\ \text{mm}\}$. Todos los $x_k[n]$ que pertenezcan a la vecindad N_i se seleccionan como candidatos de la agrupación.

Después, se evalúa la similitud en morfología de esos puntos pertenecientes a la agrupación de vecindad ($k \in N_i$). Para ello, se obtiene la función de covarianza cruzada:

$$C_{i,k}[m] = \sum_{n=-L/2}^{L/2} (x_i[n] - \bar{x}_i)(x_k[n+m] - \bar{x}_k) \qquad (1)$$

Donde L representa la longitud de la ventana de análisis que se extiende ± 70 ms desde el inicio y final del complejo QRS, $\bar{x}_i$ y $\bar{x}_k$ representan los valores medios de $x_i[n]$ y $x_k[n]$ respectivamente y m representa la diferencia de sincronización entre señales. El retardo temporal existente entre dichas señales, $\tau_{i,k}$, se obtiene como:

$$\tau_{i,k} = \underset{m}{arg\,max}\{C_{i,k}[m]\}. \qquad (2)$$

Por lo tanto, la agrupación de puntos vecinos y similares en cuanto a su morfología se define como: $S_i = \{k \in N_i;\ C_{i,k}^{max} \geq 0.85\ \&\ \tau_{i,k} \leq \pm 10\ \text{ms}\}$.

Todos los puntos $x_k[n]$ agrupados pertenecientes a S_i, se alinean respecto a $x_i[n]$ usando el retardo $\tau_{i,k}$ para comprobar la concordancia de los TAL entre ellos. Consideramos que el actual punto de mapeo $x_i[n]$ esta anotado consistentemente si la diferencia de su TAL estimado con el valor mediano de TAL del resto de la agrupación está por debajo de ± 5 ms. Si esta condición no se cumple, se calcula la señal EGM bipolar promedio ponderado $x_{w,i}[n]$ siguiendo:

$$x_{w,i}[n] = \frac{\sum_{k \in S_i} w_{i,k} \cdot x_k[n - \tau_{i,k}]}{\sum_{k \in S_i} w_{i,k}}, \qquad (3)$$

donde $w_{i,k}$ representa el valor de los pesos para cada una de las señales agrupadas $x_k[n]$, obtenidos como:

$$w_{i,k} = \frac{C_{i,k}^{max} - 0.85}{1 - 0.85}, k \in S_i. \qquad (4)$$

Por último, esta señal EGM promedio ponderado $x_{w,i}[n]$ se delinea con el mismo delineador basado en wavelet [7]. El tiempo de inicio de la activación EGM, $n_{o,i}^{w}$, se asocia al actual punto de mapeo y este nuevo valor de inicio de activación EGM se evalúa con el valor mediano de $C_{i,k}^{max}, k \in S_i, k \neq i$.

Para el resto de puntos de mapeo pertenecientes a S_i, su valor de TAL se modifica a $n_{o,i}^{w} - \tau_{i,k}$ excepto si dicho punto ya ha sido asignado a otra agrupación anterior con un valor máximo de covarianza cruzada mayor que el actual $C_{i,k}^{max}$.

La Figura 1 muestra un ejemplo representativo del algoritmo presentado y sus resultados obtenidos en la delineación de una señal EGM fraccionada.

4. Resultados

Para evaluar el algoritmo propuesto, compararemos los inicios de activación EGM (obtenidos usando o no dicho algoritmo) con aquellos identificados manualmente por un técnico experto durante la operación. En la Tabla 1 se muestran las diferencias entre las anotaciones automáticas y las manuales. Estudiaremos los resultados de este algoritmo en diferentes conjuntos de puntos de mapeo: 1) considerando todos los puntos de mapeo de la base de datos, 2) considerando aquellos puntos de mapeo que hayan sido modificados por el algoritmo presentado y 3) considerando aquellos puntos de mapeo que se activan hasta 10 ms después del punto de activación precoz.

Durante el tratamiento de las TVITS, el objetivo del MA es identificar el área de activación precoz. Definimos dicha área precoz como aquellos puntos activados dentro de un intervalo de 10 ms desde el punto de activación precoz. La tercera columna de la Tabla 1 muestra las diferencias obtenidas en dichos puntos. El algoritmo presentado consigue unas anotaciones menos sesgadas y más estables en dichos puntos (3.9 ± 10.8 ms) que aquellas obtenidas sin consistencia espacial (4.3 ± 13.5 ms).

En la segunda columna de la Tabla 1 se muestran las diferencias obtenidas en aquellos puntos de mapeo cuyo inicio de activación EGM ha sido modificado por el

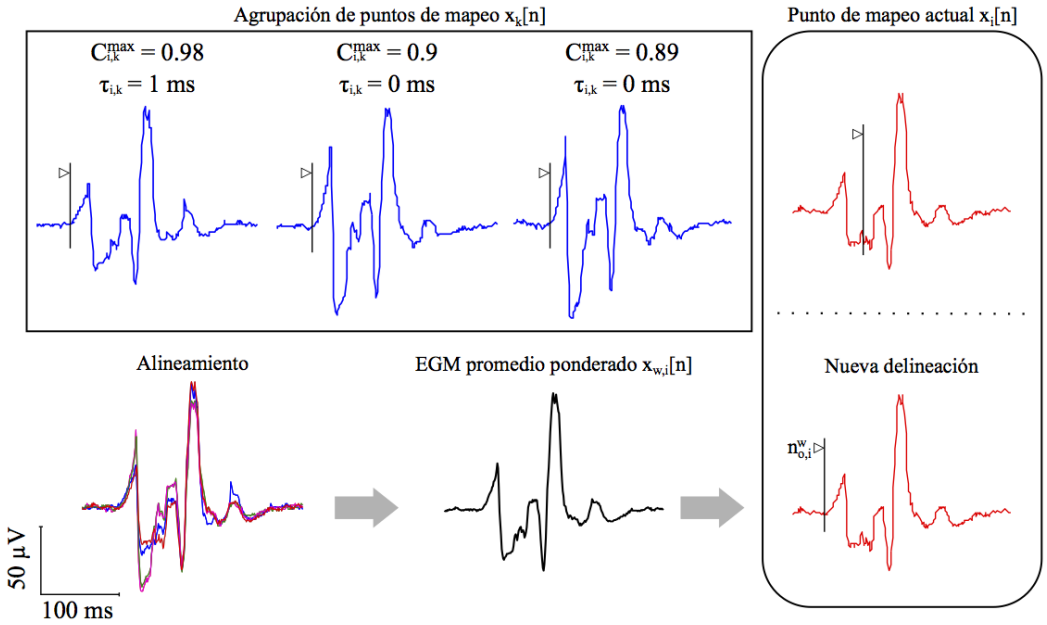


Figura 1. *Ejemplo de la modificación del inicio de activación EGM obtenido con el algoritmo presentado en una activación fraccionada: el punto de mapeo actual $x_i[n]$ (mostrado en rojo) se empareja con tres puntos de mapeo $x_k[n]$ (mostrados en azul). Se obtiene la activación EGM promediada pesada (mostrado en negro) después de alinear y comprobar la desincronización inicial de los TAL. Finalmente, se obtiene un nuevo inicio de activación EGM, $n_{o,i}^{w}$, que se asigna a $x_i[n]$. Los inicios de activación EGM se muestran como líneas verticales apuntadas por un triángulo.*

presente algoritmo. Se han modificado un total de 548 puntos de mapeo que corresponden al 31% de los puntos de mapeo totales de este estudio. En este nuevo conjunto de puntos, las diferencias se reducen nuevamente utilizando el algoritmo presentado de 5.1 ± 13 ms a 4.3 ± 11.6 ms. Finalmente, en la primera columna de la Tabla 1 se muestran las diferencias obtenidas en el conjunto completo de puntos de mapeo estudiados. El uso del algoritmo presentado mejora los resultados ligeramente de una diferencia de 5 ± 13 ms a 4.8 ± 12.6 ms. Esto es debido al dominio de las diferencias obtenidas en aquellos puntos que no son alterados por el algoritmo presentado. Nótese el hecho de que la diferencia entre anotaciones es siempre positiva, indicando que la delineación automática proporciona TALs ligeramente posteriores a los identificados de forma manual.

En la Figura 2 se muestra un ejemplo representativo de reconstrucción 3-D de un mapa electroanatómico (mapa #10) utilizando los diferentes conjuntos de anotaciones estudiadas en este trabajo. Estos mapas de activación se generan dividiendo la escala de colores de representación de manera que cada una de las divisiones corresponden a áreas de activación isócronas de 10 ms comenzando por el rojo (precoz) hasta el morado (tardío) en referencia al complejo QRS, tal y como se realiza habitualmente en la práctica clínica [3]. El mapa de activación reconstruido con las anotaciones obtenidas con el algoritmo presentado (Fig. 2(c)) muestra un patrón de activación mas suave que utilizando las anotaciones obtenidas usando [7] (Fig. 2(b)). Además, el punto de ablación efectivo (mostrado con una esfera roja apuntada por una flecha blanca) está mas próximo al área de activación precoz, aunque no esta contenido en ella como se muestra en el mapa de la Fig. 2(a) obtenido con las anotaciones manuales.

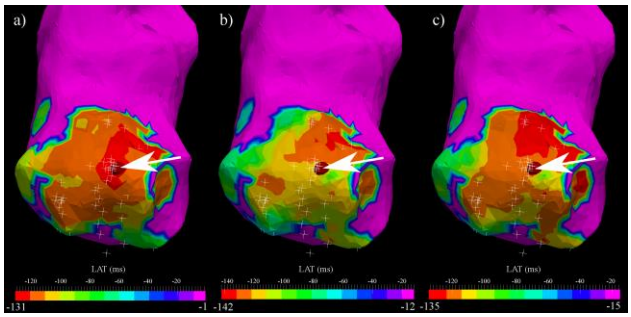


Figura 2. *Ejemplo de mapa de activación obtenido con: a) Anotaciones manuales, b) anotaciones automáticas determinadas con [7] y c) anotaciones automáticas determinadas con el algoritmo propuesto. Las cruces blancas indican los puntos de mapeo adquiridos y las flechas blancas indican el punto de ablación efectivo.*

5. Discusión y conclusión

El MA durante los tratamientos de ablación con catéter usando sistemas de MEA ayuda a identificar el área de activación precoz en pacientes con TVITS [5]. Recientemente, se ha presentado un método para la identificación de los inicios de activaciones EGM bipolares basado en wavelet [7]. Sin embargo, este método no explota las relaciones espacio-temporales existentes entre puntos de mapeo adyacentes. En este trabajo se propone un algoritmo basado en la morfología de la señal EGM para obtener MA consistentes - espacialmente explotando dichas relaciones, especialmente en las zonas de alta densidad de puntos de mapeo.

Los TAL identificados de forma automática (usando o no el algoritmo propuesto) son comparados con aquellos

	Todos los puntos de mapeo			Puntos de mapeo modificados			Área precoz a 10 ms		
Mapa	Puntos (#)	Usando [7] (ms)	Este trabajo (ms)	Puntos (#)	Usando [7] (ms)	Este trabajo (ms)	Puntos (#)	Usando [7] (ms)	Este trabajo (ms)
1	200	8.3 ± 10.1	8.5 ± 10.1	63	7.4 ± 9.3	7.9 ± 9	13	11 ± 8.3	12.2 ± 8.3
2	262	1 ± 8.7	1 ± 8.7	103	1.4 ± 7.5	1.4 ± 7.6	50	-0.8 ± 4.3	-0.8 ± 4.7
3	203	6.8 ± 11	6.8 ± 10.9	57	6.9 ± 9.1	6.8 ± 8.8	47	7.6 ± 10.4	7.7 ± 10.2
4	153	8.7 ± 13	9 ± 13.3	34	10.5 ± 11.9	11.8 ± 13.1	15	1.8 ± 9.6	1.8 ± 9.5
5	190	8.5 ± 13.3	8.3 ± 13.8	28	10 ± 17.6	8.5 ± 20.1	21	-3.1 ± 3.8	-3.1 ± 3.8
6	40	0.7 ± 17	0.9 ± 16.9	15	8.4 ± 12.3	8.9 ± 11.4	1	N/A	N/A
7	90	6.8 ± 11.6	6.3 ± 10.6	23	8.6 ± 16.8	6.7 ± 14.1	8	2.9 ± 9.2	3 ± 9.5
8	72	2.6 ± 9.7	1.8 ± 8	23	5.2 ± 12.4	2.6 ± 8.1	3	N/A	N/A
9	42	12.2 ± 13	12.4 ±12.9	15	17.1 ± 10.4	17.7 ± 9.6	2	N/A	N/A
10	87	0.8 ± 21.2	-1.2 ± 14.6	28	3.4 ± 28.4	-2.7 ± 7.6	27	6.4 ± 26.6	1.7 ± 8.3
11	38	-0.4 ±7.1	-0.2 ± 7.2	15	0.8 ± 6	1.3 ± 6.1	16	1.5 ± 4.5	1.6 ± 4.7
12	189	2.3 ± 10.1	2.4 ± 10.9	91	1 ± 8.8	0 ± 10.4	25	4.2 ± 6.8	4.4 ± 7
13	90	-5.2 ± 11.9	-5.7 ± 11.9	26	-4 ± 8.8	-5.9 ± 8.7	38	-2.6 ± 7.6	-2.2 ± 6.7
14	55	14.1 ± 19.9	13.8 ± 19.7	18	14.7 ± 15	13.8 ± 14.2	12	26.2 ± 12.3	26.1 ± 12.2
15	52	6.6 ± 14.4	5.2 ± 12.9	9	10.9 ±19.1	3.1 ± 10.8	16	12.8 ± 16.8	9.7 ± 18.2
Total	1763	5 ± 13	4.8 ± 12.6	548	5.1 ± 13	4.3 ± 11.6	294	4.3 ± 13.5	3.9 ± 10.8

Tabla 1. *Diferencias (media ± SD) entre las anotaciones manuales y las automáticas (usando o no el algoritmo presentado) para diferentes conjuntos de puntos de mapeo y por cada mapa estudiado. N/A: No Aplicable.*

obtenidos por un experto técnico durante la operación. En el área de activación precoz a 10 ms, el algoritmo presentado mejora los resultados obtenidos con la estrategia anterior. Esto puede ser de mayor beneficio si se combina con catéter de alta densidad de puntos de mapeo, los cuales obtienen numerosos puntos en un solo latido. Observando los resultados por mapa, esta mejora es pequeña o incluso inexistente. Sin embargo, es especialmente notable en ciertos mapas que presentan diferencias muy grandes con el método anterior. Se ha de notar que las diferencias se obtienen tomando como referencia de evaluación las anotaciones manuales obtenidas durante la operación, las cuales tienen una variabilidad intrínseca y no están libres de error debido a la situación de estrés para el operador del sistema de MEA que supone su realización durante la intervención.

Los resultados muestran que el método propuesto permite obtener mapas de activación suavizados que pueden mejorar los tratamientos de ablación de TVITS pudiendo así ayudar en la localización del origen de la taquicardia (ventrículo derecho ó izquierdo) y del lugar optimo de ablación [3].

Agradecimientos

Este trabajo ha sido posible gracias a una ayuda F.P.I. otorgada a A.A. ref.: BES-2011-04664, a los proyectos TEC2010-21703-C03-02, TEC2013-42140-R y TIN2011-28067 del Ministerio de Economía y Competitividad y al Departamento de Industria e Innovación, Gobierno de Aragón (España) y al European Social Fund (Unión Europea) a través del Grupo Consolidado BSICoS ref.: T96. El CIBER-BBN es una iniciativa del Instituto de Salud Carlos III.

Referencias

[1] E. M. Aliot, W. G. Stevenson, J. M. Almendral-Garrote, F. Bogun, C. H. Calkins, E. Delacretaz, *et al.*, "EHRA/HRS Expert Consensus on Catheter Ablation of Ventricular Arrhythmias," *Europace*, vol. 11, pp. 771-817, 2009.

[2] C. Movsowitz, D. Schwartzman, D. J. Callans, M. Preminger, E. Zado, C. D. Gottlieb, *et al.*, "Idiopathic right ventricular outflow tract tachycardia: Narrowing the anatomic location for successful ablation," *American Heart Journal*, vol. 131, pp. 930-936, 1996.

[3] C. Herczku, A. Berruezo, D. Andreu, J. Fernández-Armenta, L. Mont, R. Borràs, *et al.*, "Mapping Data Predictors of a Left Ventricular Outflow Tract Origin of Idiopathic Ventricular Tachycardia With V3 Transition and Septal Earliest Activation," *Circulation: Arrhythmia and Electrophysiology*, vol. 5, pp. 484-491, 2012.

[4] B. B. Lerman, K. M. Stein, and S. M. Markowitz, "Mechanisms of Idiopathic Left Ventricular Tachycardia," *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, vol. 8, pp. 571-583, 1997.

[5] Z. Issa, J. M. Miller, and D. P. Zipes, *Clinical Arrhythmology and Electrophysiology: A Companion to Braunwald's Heart Disease: Expert Consult: Online and Print*: Elsevier Health Sciences, 2012.

[6] T. Paul, J. P. Moak, C. Morris, and A. Garson, "Epicardial Mapping: How to Measure Local Activation?," *Pacing and Clinical Electrophysiology*, vol. 13, pp. 285-292, 1990.

[7] A. Alcaine, D. Soto-Iglesias, M. Calvo, E. Guiu, D. Andreu, J. Fernandez-Armenta, *et al.*, "A Wavelet-Based Electrogram Onset Delineator for Automatic Ventricular Activation Mapping," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, DOI 10.1109/TBME.2014.2330847*, 2014.