

Clasificación de Arritmias en el Dominio Temporal: Algoritmo SPDR-C

Urtzi Ayesta Morante

Luis Serrano Arriezu

Iñaki Romero Legarreta

Departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica.

Universidad Pública de Navarra

Campus de Arrosadía s.n.

31006 Pamplona, Navarra

lserrano@unavarra.es, inaki@unavarra.es

ABSTRACT

In [1] X-S Zhang introduces the complexity measure, CM, described by Lempel and Ziv [2] to classify the sinus rhythm, SR, ventricular tachycardia, VT, and ventricular fibrillation, VF. Applying this algorithm to data from the MIT-BIH database we obtained a very poor performance, especially for SR signals, and an overall error rate of 20%. In this study we propose the novel measure SPDR, *Sample Percentage in the Dynamic Range*, to be used in combination with the CM algorithm for improving the result of the classification. With the SPDR-C algorithm the overall error rate decreases to 9%.

1. INTRODUCCIÓN

Uno de los aspectos más importantes para la reducción de la mortalidad en pacientes que sufren arritmias cardíacas peligrosas, tales como la Fibrilación Ventricular, VF, y Taquicardia Ventricular, VT, es su pronta detección y su inmediata clasificación con el fin de poder administrar la terapia correspondiente. Los algoritmos convencionales de clasificación utilizados tanto en señales ECG de superficie como en las señales que se obtienen de los dispositivos implantables están basados principalmente en el estudio del ritmo cardíaco, lo cual provoca en determinados casos la aparición de falsos positivos, debido principalmente al solapamiento en el rango de los ritmos de las señales VF y VT [3]. Debido a esto se están dedicando actualmente grandes esfuerzos en diseñar y realizar algoritmos robustos y fiables de clasificación que trabajen en tiempo real ya sea en el dominio temporal, frecuencial, tiempo-frecuencia o mediante el uso de transformadas más exóticas tipo wavelet [4].

En lo que respecta al dominio temporal, muy pocos son los trabajos publicados en la literatura que aborden la clasificación de ECG, posiblemente debido a los pobres resultados obtenidos. Sin embargo, desde el punto de vista de implementación es obvio que la sencillez y la rapidez de la clasificación son superiores a cualquier otra propuesta.

Una de las propuestas que se ha considerado más interesante está basada en la medida de la complejidad propuesta por Lempel y Ziv, [2]

En [1], el profesor X-S Zhang afirma haber obtenido un 100% de clasificación de las señales electrocardiográficas utilizando dicho algoritmo. Para dicho estudio, los autores utilizan señales propias de forma que no se puede considerar muy útil su propuesta sino se validan con las bases de datos estándar tipo MIT-BIH. Este algoritmo de clasificación descrito en [1], está basado en la generación de cadenas de 0's y 1's para una cierta longitud temporal resultado de comparar el Electrocardiograma y un nivel umbral seleccionado por el

usuario. La medida de la complejidad se obtiene de esta ristra de 1's y 0's.

Una vez implementado el algoritmo de acuerdo a las especificaciones del autor, se ha utilizado la base de datos MIT-BIH eligiendo Ritmos Sinusales Normales y Arritmias Ventriculares peligrosas para su validación. Los resultados obtenidos indicaban una tasa de error en la clasificación del 22% provocada principalmente por la incorrecta clasificación de las señales SR. En cambio, la clasificación de señales VT y VF se puede considerar satisfactoria. Modificaciones realizadas sobre el algoritmo original mediante la inclusión de nuevos umbrales, varios símbolos, etc, no produjo los resultados esperados, por lo que se decidió realizar la clasificación en dos etapas: por un lado se clasifica el ritmo, ya sea SR o VT/VF y en un segundo estadio se utiliza la medida de la complejidad para distinguir entre VT y VF dado los buenos resultados anteriormente obtenidos, figura 1. Dicho algoritmo ha sido denominado, *Sample Percentage in the Dynamic Range and Complexity Measure*, SPDR-C.

2. MATERIAL Y MÉTODOS

A. Señales ECG

En este estudio se han utilizado un conjunto de señales ECG obtenidas de la base de datos MIT-BIH. En particular, para el desarrollo y evaluación del algoritmo SPDR-C, se han utilizado 21 señales SR de la *Normal Sinus Rhythm* MIT-BIH y 56 señales VT y 61 señales VF de la *Malignant Arrhythmia* MIT-BIH. Por el contrario para la verificación del algoritmo SPDR se han utilizado 20 señales SR seleccionadas de la *Arrhythmia* MIT-BIH.

La longitud temporal de las señales se ha establecido en 10 segundos y la frecuencia de muestreo se ha tomado 250Hz. Con el fin de eliminar la línea de base y el ruido de alta frecuencia todas las señales han sido previamente filtradas utilizando un filtro paso banda con una banda de paso de 0,5-20 Hz [1].

B. Medida de la Complejidad

Tal y como se expone en [1], se estableció un umbral de clasificación entre las señales VT y VF denominado $C_{VT/VF} = 0.18$. De esta forma, cualquier señal que se analice se podrá clasificar como VT si $CM(ECG) < C_{VT/VF}$ o por el contrario como VF si $CM(ECG) > C_{VT/VF}$.

C. Porcentaje de Muestras en el Rango Dinámico, SPDR.

Debido a las diferencias en la morfología de las señales SR y VT/VF se ha analizado los valores de un nuevo parámetro denominado SPDR. Dado el registro temporal de un ECG, se observa que analizando el porcentaje de muestras en el rango Valor_Pico_Positivo, PPV, y el 10% de este valor PPV, es

posible separar las señales en dos grupos; SR por un lado y VT/VF por el otro. El rango PPV-10%PPV se ha elegido después de un intensivo estudio el cual demostró que dicho rango proporciona los mejores resultados de clasificación.

El algoritmo SPDR fue validado con un conjunto adicional de 20 señales SR tal y como se indica en el apartado 2-A. Los valores obtenidos para el parámetro SPDR en las señales SR variaban desde un 3% hasta el 30% de las muestras. En cambio para las señales VT/VF el rango se extendía desde un 33% hasta un 60% indicando la posible separabilidad de las señales.

Como en el caso de la medida de la complejidad, se estableció un umbral, $m_{SPDR}=30\%$, el cual fue utilizado para clasificara las señales, de forma que si $SPDR(ECG) < m_{SPDR}$, se trataba de un señal SR, en cambio si $SPDR(ECG) > m_{SPDR}$, lo que se tenía era una señal VT/VF.

3. ALGORITMO DE CLASIFICACIÓN

La clasificación se realiza en dos estadios: en primer lugar se aplica el algoritmo SPDR y posteriormente la medida de la complejidad, figura 1. Con el fin de seleccionar el registro temporal de las señales bajo estudio se realizaron numerosas simulaciones con diferentes longitudes. Los resultados obtenidos indican que longitudes temporales superiores a 3 segundos proporcionan una clasificación similar, tal y como se recoge en la Tabla I. En nuestro caso, se han elegido registros temporales de 10 segundos ya que este valor supone un compromiso entre procesado en tiempo real y duración de los episodios de arritmias.

El algoritmo de clasificación ha sido implementado utilizando LabView como herramienta de programación y C++ para la realización de la medida de la complejidad. La herramienta adquiere las señales bien de una base de datos o del propio paciente mediante el uso de un sistema de adquisición de señales electrocardiográficas comercial, y muestra al usuario en cada instante el resultado de la clasificación. El panel frontal, figura 2, permite también el ajuste de ciertos parámetros como longitud de ventana, canal de adquisición, frecuencia de muestreo, etc.

4. CONCLUSIONES

Aunque X-S Zhang establece en [1] que se consigue una perfecta clasificación de las señales ECG mediante el uso de la medida de la complejidad, los resultados obtenidos utilizando bases de datos estándar, MIT-BIH, no indican dicho extremo. La razón de dicha disparidad puede radicar principalmente en que la base de datos que el autor utiliza incluye señales intracardiacas las cuales son más estables que una base de datos más genérica como la MIT-BIH [3]. Además hay que resaltar que esta base de datos incluye un amplio abanico de señales VT, tanto monomórficas como polimórficas, las cuales es conocido que son un anticipo de letales VF [3]. Por consiguiente, en algunos casos es muy difícil distinguir ritmos VT de ritmos VF. La propuesta que se recoge en esta presentación incluye un nuevo parámetro, SPDR, el cual proporciona buenos resultados para la clasificación de las señales SR y de las señales VT/VF. Si a esto se le añade la medida de la complejidad, los resultados en la clasificación de señales VT y VF por separado son francamente interesantes.

5. REFERENCIAS

- [1] Xu-Sheng Zhang, Yi-Sheng Zhu. "Detecting Ventricular Tachycardia and Fibrillation by Complexity Measure" IEEE Trans. Biomed. Eng., vol 46. Pp. 548-555, May 1999.
- [2] A. Lempel, J. Ziv. "On the complexity of finite sequences" IEEE Trans. Inform. Theory, vol IT-22, pp 75-81, January 1976.
- [3] S-W. Chen, P.M. Clarkson, and Q.Fan, "A robust sequential detection algorithm for cardiac arrhythmia classification," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.43. 1120-1125, 1996.
- [4] Electrical Therapy of Cardiac Arrhythmias, Proceedings of the IEEE, March 1996.

Window Length (sec)	SENSITIVITY (%)			TOTAL CORRECT
	SR	VT	VF	
3	21/21=100	44/61=72.1	54/56=96.4	119/138=86.2
4	21/21=100	46/61=75.4	53/56=94.6	120/138=86.9
5	21/21=100	47/61=77	53/56=94.6	121/138=87.7
6	21/21=100	47/61=77	53/56=94.6	121/138=87.7
7	21/21=100	50/61=81.9	52/56=92.8	123/138=89.1
8	21/21=100	50/61=81.9	53/56=94.6	124/138=89.8
9	21/21=100	49/61=80.3	53/56=94.6	123/138=89.1
10	21/21=100	48/61=78.7	51/56=91	120/138=86.9

*Sensitivity= $TP/(TP+FN)$, where TP=true positive, FN=false negative [4]

Tabla I. Resultados de la medida de la complejidad para diferentes longitudes del registro temporal del ECG.

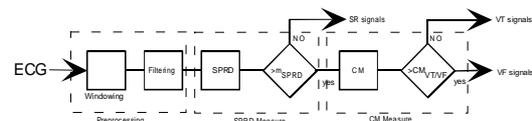


Figura 1. Diagrama de Bloques del Algoritmo SPDR-C.

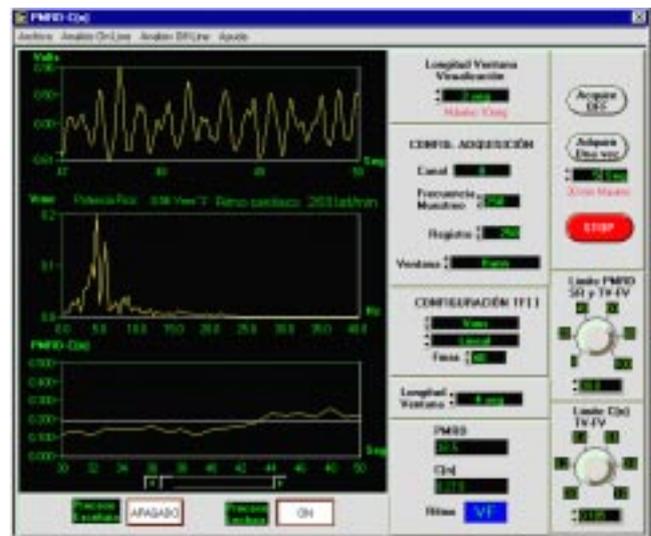


Figura 2. Panel Frontal del Software de Clasificación.