

DETECCIÓN Y ANÁLISIS LATIDO A LATIDO DE POTENCIALES TARDÍOS VENTRICULARES EN SEÑALES ECG MEDIANTE MAPAS ESPECTRO-TEMPORALES

Eric Laciari Leber

Dept. ESAIL, CREB, Universidad Politécnica de Cataluña, Barcelona, España, laciari@creb.upc.es
Gabinete de Tecnología Médica, Univ. Nacional de San Juan, San Juan, Argentina, eric_laciari@yahoo.com

Raimon Jané Campos

Dept. ESAIL, CREB, Universidad Politécnica de Cataluña, Barcelona, España, jane@creb.upc.es

Resumen

En este trabajo, se presenta un novedoso método de detección de potenciales tardíos ventriculares (PTV) en registros electrocardiográficos de alta resolución (ECGAR). El método desarrollado se basa en el cálculo de la correlación cruzada bidimensional entre los mapas espectro-temporales de una plantilla característica de PTV y de cada latido detectado en el registro ECGAR. Como parámetro de detección se emplea el valor del máximo absoluto de la función de correlación cruzada multiplicado por un factor de compensación del nivel de ruido del latido analizado. El propósito del método desarrollado es analizar en registros ECGAR, la variabilidad latido a latido de los PTV.

En una primera fase, el método ha sido aplicado a un conjunto de registros simulados ECGAR con PTV estables, alternantes y variables en amplitud. Los resultados obtenidos indican que el método propuesto es capaz de identificar un porcentaje significativo de los PTV aún en presencia de altos niveles de ruido.

En una segunda fase, el método desarrollado ha sido aplicado en registros ECGAR reales de 8 pacientes chagásicos con daño miocárdico severo. Los resultados obtenidos indican que 3 pacientes presentaron una baja variabilidad del parámetro de detección, reflejando la presencia de PTV estables y reproducibles en sus correspondientes registros ECGAR. Por el contrario, los otros 5 pacientes chagásicos exhibieron una variabilidad alta o moderada del índice de detección, reflejando la existencia de PTV variables latido a latido.

Palabras Clave: Correlación cruzada bidimensional, ECG de alta resolución, mapas espectro-temporales, potenciales tardíos ventriculares.

1 INTRODUCCIÓN

Los potenciales tardíos ventriculares (PTV) son señales de muy baja amplitud (del orden de algunos μV) y alto contenido frecuencial (entre 40 y 250 Hz) localizadas en el tramo final del complejo QRS y en

la porción inicial del segmento ST de la señal electrocardiográfica. La detección de los PTV en registros ECG de alta resolución (ECGAR) ha sido asociada con el riesgo de sufrir arritmias ventriculares malignas en pacientes post-infarto de miocardio [1] y con la presencia de daño miocárdico severo en pacientes chagásicos crónicos [2].

Debido a su baja amplitud, los PTV se encuentran generalmente enmascarados por el ruido en los registros ECGAR. El promediado temporal de señal es la técnica clásica utilizada para mejorar la relación señal a ruido de los micropotenciales [3]. La técnica se basa en la hipótesis de que los PTV se comportan de manera estable y se repiten en cada latido del registro ECGAR y que el ruido es aleatorio e incorrelado con la señal de interés. El proceso de promediado requiere definir un punto de sincronismo preciso en cada latido a promediar. Recientemente, nuestro grupo ha desarrollado técnicas de alineamiento robustas al ruido [4, 5]. Sin embargo, el proceso de promediado elimina información dinámica de los PTV que pudiera ser de interés desde el punto de vista diagnóstico.

Diferentes estudios han demostrado que los PTV pueden presentar un comportamiento dinámico [6] y que la variabilidad latido a latido de los PTV puede estar asociada con el riesgo de arritmias malignas [7]. Por otra parte, la detección directa latido a latido de los PTV no resulta sencilla debido a la baja amplitud de los micropotenciales y a las características del ruido en los registros ECGAR. Diversos métodos se han intentado con este objetivo, desde la utilización del promediado espacial o el filtrado adaptativo [8], hasta la adquisición de las señales ECGAR dentro de una jaula de Faraday [7].

En este trabajo, se propone la detección directa latido a latido de los PTV mediante la aplicación de la correlación cruzada bidimensional entre los mapas espectro-temporales de una plantilla característica de PTV y de cada latido detectado en el registro ECGAR. El objetivo del método desarrollado es facilitar la detección de PTV variables en este tipo de registros.

2 METODOLOGÍA

2.1 MAPA ESPECTRO TEMPORAL

El mapeo espectro-temporal (E-T) es una técnica que revela el contenido tiempo-frecuencia de una señal. Esta técnica ha sido utilizada con éxito para la detección de PTV en latidos promediados [9], pero presenta ciertas dificultades para la detección de los micropotenciales en latidos individuales [10].

Básicamente, un mapa E-T se obtiene combinando un conjunto de espectros calculados en una ventana temporal de duración fija que se desplaza a lo largo de la señal de interés. Los espectros resultantes se estructuran posteriormente en un arreglo matricial, dando origen al mapa E-T, cuyos ejes corresponden a las variables *tiempo* y *frecuencia*, mientras que su valor representa la *densidad espectral de potencia*.

La técnica E-T es aplicada en este trabajo al vector magnitud (VM) de cada latido detectado y del latido promedio. El vector magnitud se define como [3]:

$$VM = \sqrt{X_f^2 + Y_f^2 + Z_f^2} \quad (1)$$

donde X_f , Y_f , Z_f son las versiones filtradas de las derivaciones X , Y , Z obtenidas con un filtro pasabanda, Butterworth, bidireccional, de orden 4 y ancho de banda de 40-250 Hz.

Para el cálculo del mapa E-T, se emplea en este trabajo un segmento de 80 ms de duración que se desplaza desde el inicio del latido hasta el final del mismo en pasos de 1 ms. Para cada segmento, se estima su densidad espectral de potencia mediante la transformada rápida de Fourier de 256 puntos, previa eliminación del valor medio de cada segmento y multiplicación del mismo con una ventana de Blackman-Harris. Los espectros resultantes dan origen al mapa E-T del latido bajo estudio.

La figura 1 ilustra el VM del latido promedio (a) y el VM de un latido individual ruidoso (b), conjuntamente con sus respectivos mapas E-T en (c) y (d). Por mayor claridad, estos mapas E-T se visualizan en la zona inferior en formato tridimensional (e y f). Nótese que mientras los PTV son claramente visibles en el VM del latido promedio (como oscilaciones de baja amplitud al final del QRS) y en su correspondiente mapa E-T (como picos

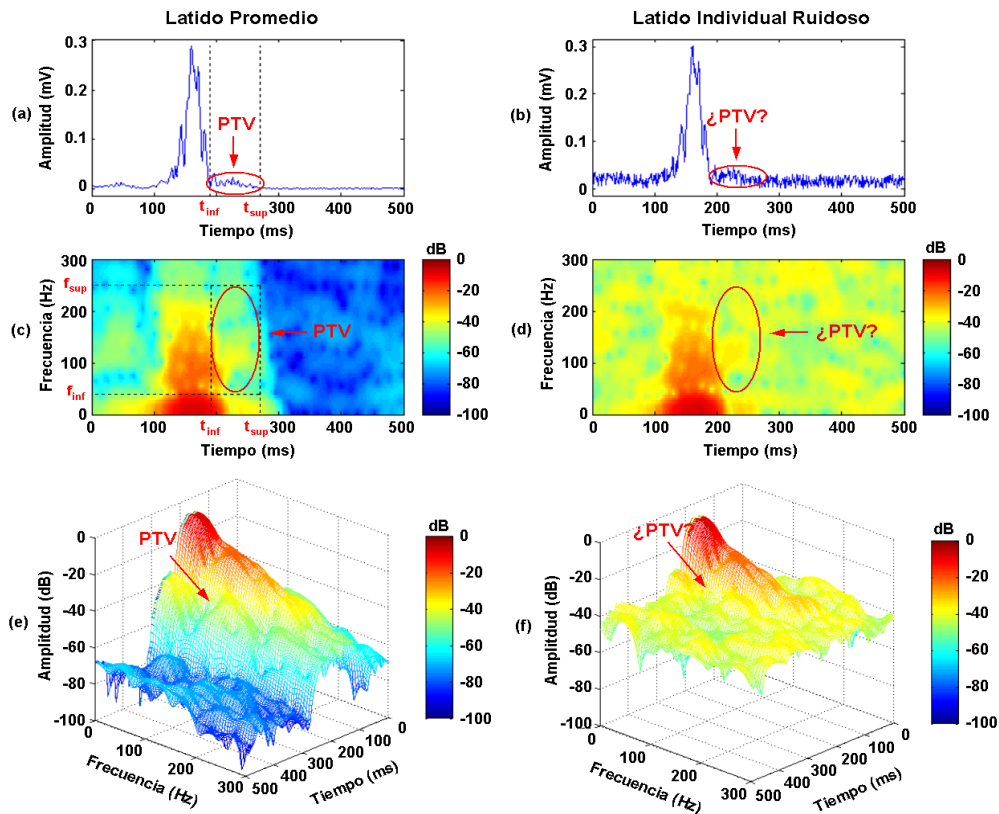


Figura 1. Representación del vector magnitud (VM) y del mapa espectro-temporal (E-T) para el latido promedio y para un latido individual ruidoso extraído de un registro ECGAR. En esta figura, se muestran: (a) VM del latido promedio, (b) VM del latido individual, (c) Mapa E-T del latido promedio, y (d) Mapa E-T del latido individual. Estos mismos mapas E-T se visualizan en la zona inferior en formato tridimensional (e y f). En (c), las líneas de puntos delimitan la plantilla E-T característica de los PTV.

espectrales al final del QRS), los PTV no pueden identificarse en el latido individual, dado que los mismos no se distinguen del ruido basal del registro. Para solucionar este último inconveniente se propone la aplicación de la siguiente etapa.

2.2 CORRELACIÓN CRUZADA BIDIMENSIONAL

La correlación cruzada bidimensional es una técnica ampliamente usada para el reconocimiento de patrones en imágenes [11]. Esta técnica permite encontrar réplicas de una subimagen plantilla $w(x,y)$ de tamaño $K \times L$ dentro de una imagen $f(x,y)$ de mayor tamaño $M \times N$, con la condición que $K \leq M$ y $L \leq N$. La figura 2 ilustra la convención de ejes utilizada para el cálculo de la correlación cruzada bidimensional. Nótese que el origen de $f(x,y)$ está situado en la esquina superior izquierda.

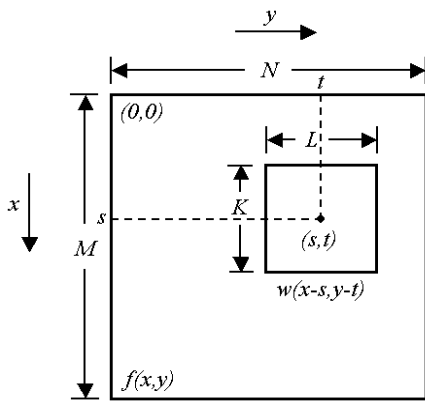


Figura 2. Convención de ejes usada para el cálculo de la correlación entre la imagen $f(x,y)$ y la plantilla $w(x,y)$ en el punto de coordenadas (s,t) .

El coeficiente de correlación cruzada bidimensional ρ entre la imagen $f(x,y)$ y la plantilla $w(x,y)$ en el punto de coordenadas (s,t) se define como:

$$\rho(s,t) = \frac{\sum_{x=0}^{K-1} \sum_{y=0}^{L-1} (f(x,y) - \bar{f}(x,y)) (w(x-s, y-t) - \bar{w})}{\left[\sum_{x=0}^{K-1} \sum_{y=0}^{L-1} (f(x,y) - \bar{f}(x,y))^2 \right]^{1/2} \left[\sum_{x=0}^{K-1} \sum_{y=0}^{L-1} (w(x-s, y-t) - \bar{w})^2 \right]^{1/2}} \quad (2)$$

donde $s = 0, 1, \dots, M-1$ y $t = 0, 1, \dots, N-1$, \bar{w} es el valor medio de los pixels de $w(x,y)$ (que se calcula una única vez) y $\bar{f}(x,y)$ es el valor medio de $f(x,y)$ en la región coincidente con la actual ubicación de w . Nótese que el coeficiente de correlación ρ está normalizado en el rango de -1 a 1. El coeficiente es igual a 1 si la plantilla w es igual a la región de análisis de la imagen f , e igual a 0 si w no guarda ninguna relación con f en el área de estudio.

2.3 DETECCIÓN DE PTV EN LATIDOS INDIVIDUALES

Puesto que la técnica de correlación cruzada es capaz de identificar patrones en imágenes contaminadas con altos niveles de ruido y dado que un mapa E-T puede considerarse como una imagen, se propone en este trabajo calcular la correlación cruzada bidimensional entre el mapa E-T de cada latido detectado y un mapa E-T plantilla de los PTV, con el propósito de identificar la presencia de dichos micropotenciales en el latido analizado.

El mapa E-T plantilla de los PTV es extraído a partir del mapa E-T del latido promedio, seleccionando la región (acotada por los límites temporales $(t_{\text{inf}}$ y t_{sup}) y frecuenciales $(f_{\text{inf}}$ y f_{sup})) donde se encuentran localizados los micropotenciales (véase Fig. 1.c). En el método propuesto, los límites temporales t_{inf} y t_{sup} se estiman sobre el VM del latido promedio con un método recursivo de búsqueda que emplea dos ventanas móviles de duración variable [12]. Los límites frecuenciales se escogen como $f_{\text{inf}} = 40$ Hz y $f_{\text{sup}} = 250$ Hz, puesto que éste es el ancho de banda donde los PTV presentan su mayor contenido de energía.

En la Figura 3 se ilustra el método propuesto de detección de PTV en el dominio E-T. El mapa E-T plantilla de los PTV y el mapa E-T del latido individual ruidoso se muestran respectivamente en las Figs. 3.a y 3.b. En la Fig 3.c, se ilustra el coeficiente de correlación cruzada bidimensional

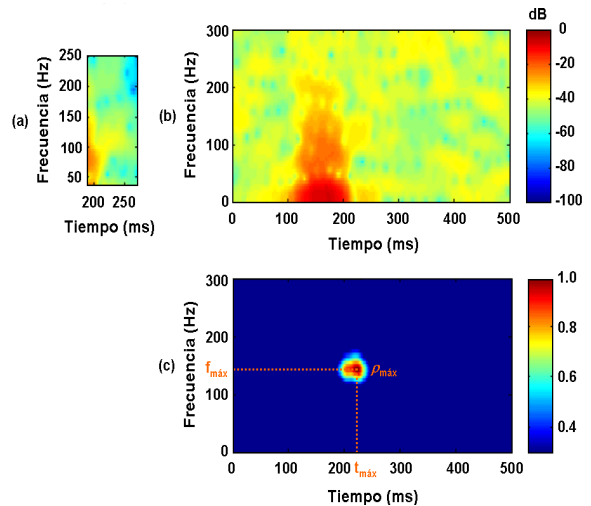


Figura 3. Método de detección de los PTV en el dominio espectro-temporal (E-T). En la figura, se muestran: (a) Mapa E-T plantilla de PTV, (b) Mapa E-T del VM de un latido individual ruidoso (mostrado en Fig.1.d), y (c) Correlación cruzada bidimensional de los mapas anteriores. Nótese que esta última presenta un valor máximo cercano a 1.

entre ambos mapas, el cual presenta un valor máximo ($\rho_{\text{máx}}$) cercano a la unidad revelando la existencia de PTV en el latido individual.

A pesar de que el índice seleccionado ($\rho_{\text{máx}}$) permite detectar la presencia de PTV en latidos individuales, presenta como inconveniente de que su valor decrece con el nivel de ruido del latido analizado. Con el propósito de analizar este efecto, se ha simulado un conjunto de registros ECGAR, cada uno de ellos compuesto por 100 latidos y contaminado con ruido blanco gaussiano de diferentes niveles RMS (desde 0 a 20 μV en pasos de 1 μV). Para cada nivel de ruido (n_r), se calculó el valor medio ($\bar{\rho}_{\text{máx}}$) de los valores de $\rho_{\text{máx}}$ obtenidos para cada uno de los latidos del registro simulado. En la Figura 4 se ilustra la curva de disminución de $\bar{\rho}_{\text{máx}}$ para todos los niveles n_r de ruido examinados.

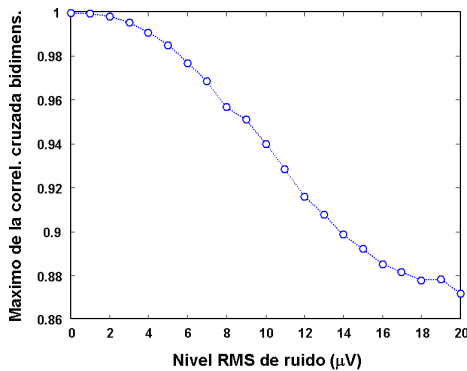


Figura 4. Valor medio del máximo de la función de correlación cruzada bidimensional para diferentes niveles RMS de ruido del registro ECGAR simulado con PTV estables

Dado que la dependencia entre las variables $\rho_{\text{máx}}$ y n_r puede influir significativamente en la detección de los PTV, resulta necesario introducir un factor que compense el decremento de $\rho_{\text{máx}}$ provocado por el ruido. Para cada nivel n_r de ruido, dicho factor de compensación se define en este trabajo como:

$$factor_{comp}(n_r) = \frac{1}{\bar{\rho}_{\text{máx}}(n_r)} \quad (3)$$

La compensación se realiza multiplicando el valor obtenido del índice $\rho_{\text{máx}}$ por el factor de compensación correspondiente al nivel RMS de ruido estimado en el segmento ST del VM del latido individual analizado, o sea:

$$\rho_{\text{máx}_{comp}} = \rho_{\text{máx}} * factor_{comp}(n_r) \quad (4)$$

donde $\rho_{\text{máx}_{comp}}$ es el valor máximo compensado de la función de correlación cruzada bidimensional.

3 RESULTADOS

En una primera etapa, el método propuesto fue evaluado en registros simulados ECGAR contaminados con diferentes niveles de ruido blanco. En una segunda etapa, el método fue aplicado en registros ECGAR reales de pacientes chagásicos con daño miocárdico severo.

3.1 DETECCIÓN DE PTV EN REGISTROS ECGAR SIMULADOS

Con el propósito de evaluar el desempeño del método propuesto se simularon un conjunto de registros ECGAR (cada uno constituido por 100 latidos) con diferentes clases de PTV: a) PTV estables, b) PTV alternantes, y c) PTV de amplitud variable latido a latido.

En todos los casos, los registros ECGAR fueron contruidos repitiendo el VM del latido promedio de un sujeto normal (sin PTV) y luego añadiendo (en el tramo final de cada complejo QRS) los PTV extraídos del VM del latido promedio de un paciente chagásico con daño cardíaco severo. En el caso a), los PTV fueron añadidos en todos los latidos del registro; en b) los PTV fueron aleatoriamente agregados a algunos latidos del registro, y en c) la amplitud de los PTV fue ajustada en cinco niveles diferentes (20, 40, 60, 80 y 100% de la amplitud del PTV original) con el propósito de simular PTV de amplitud variable.

Finalmente, todos estos registros fueron contaminados con ruido blanco de diferentes niveles (desde 0 a 20 μV en pasos de 1 μV) con el propósito de emular la situación real en la que los PTV se encuentran enmascarados por el nivel de ruido basal del latido examinado.

Con el objetivo de detectar la presencia de los PTV y estimar la amplitud relativa de estos micropotenciales se examina el valor de $\rho_{\text{máx}_{comp}}$ de cada latido detectado en los registros ECGAR simulados. Para lograr el objetivo anterior, el rango de valores de $\rho_{\text{máx}_{comp}}$ obtenidos en el registro ECGAR simulado con PTV alternantes es dividido en cinco intervalos equiespaciados de amplitud. Se considera que los PTV han sido detectados correctamente en un latido individual mediante el método propuesto, si el valor de $\rho_{\text{máx}_{comp}}$ obtenido para dicho latido se encuentra dentro del intervalo correspondiente a la amplitud relativa del PTV simulado.

En la Tabla 1 se detallan las tasas porcentuales de detección de PTV estables, alternantes y variables en amplitud correctamente identificados usando el criterio mencionado anteriormente. Asimismo dichos valores se ilustran gráficamente en la Figura 5.

Tabla 1. Tasas porcentuales de detección de PTV estables, alternantes y variables en amplitud para diferentes niveles RMS de ruido blanco.

Nivel RMS de ruido (μV)	Tasas de detección (%)		
	PTV estables	PTV alternantes	PTV var. ampl.
0	100	100	100
2	99	95	93
4	99	92	89
6	98	91	86
8	97	90	84
10	97	87	83
12	96	84	81
14	94	82	78
16	89	78	74
18	86	76	71
20	83	73	67

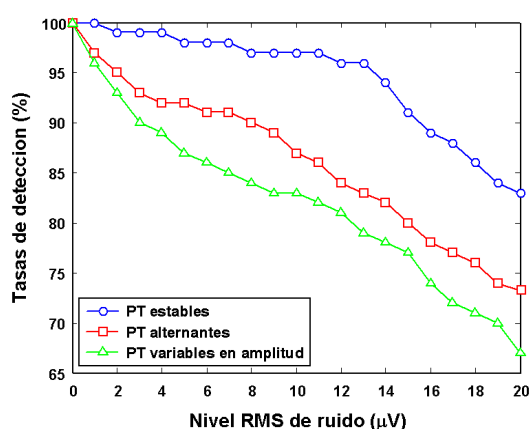


Figura 5. Representación de las tasas porcentuales de detección correcta de PTV estables, alternantes y variables en amplitud para diferentes niveles RMS de ruido blanco.

Los resultados obtenidos indican que el método propuesto es capaz de detectar la totalidad (100%) de los PTV estables, alternantes y variables en amplitud en registros simulados ECGAR sin ruido. En dichos registros, el índice seleccionado es capaz de identificar la presencia de los PTV estables y alternantes, y estimar la amplitud relativa de los PTV variables. No obstante, las tasas de detección de dichos PTV disminuyen a medida que aumenta el nivel de ruido del registro ECGAR. A pesar de la compensación introducida, dicho decremento en las tasas de detección es producido por la degradación de la plantilla característica de los PTV a medida que aumenta el nivel de ruido del registro ECGAR, viéndose afectado por dicha razón el proceso de la correlación cruzada y la correcta detección de los micropotenciales.

Por otra parte, puede observarse que para un mismo nivel de ruido, la mayor tasa de detección corresponde a los PTV estables, mientras que el

menor porcentaje de detección pertenece a los PTV variables en amplitud. Ello es debido a la mayor dificultad de discriminar un determinado nivel de amplitud que detectar la presencia de los PTV en cada latido. No obstante, debe destacarse que el método propuesto en el dominio espectro-temporal es capaz de detectar un alto porcentaje de PTV estables, alternantes y variables en amplitud aún en latidos contaminados con altos niveles de ruido.

3.2 ANÁLISIS DE PTV EN REGISTROS ECGAR REALES

El método propuesto fue aplicado en una segunda etapa a un conjunto de registros reales ECGAR de pacientes chagásicos con el propósito de evaluar el comportamiento latido a latido de los PTV en dichos pacientes. A tal fin, se estudiaron los registros ECGAR de 8 pacientes chagásicos con daño miocárdico severo y con PTV visibles en el VM del latido promedio. Cada registro fue adquirido durante 10 minutos con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz y una resolución de 16 bits, usando las derivaciones ortogonales bipolares XYZ. Todas las señales fueron extraídas de la base de datos de Chagas de la Universidad Simón Bolívar (Caracas, Venezuela).

A modo de ejemplo, en la Figura 6 se ilustran para dos pacientes chagásicos diferentes (identificados como CH3 y CH5) las señales de VM correspondiente al latido promedio de cada pacientes (Fig. 6.a) y a un tramo temporal (de 4 seg. de duración) extraídos de su correspondiente registro ECGAR (Fig. 6.b). Nótese que mientras que los PTV son distinguibles en el latido promedio (acotados mediante líneas rojas de puntos), su identificación en los latidos individuales resulta difícil por el mayor nivel de ruido presente en sus correspondientes registros ECGAR.

Con el propósito de determinar la presencia y la amplitud de los PTV en cada latido individual, se aplica el método propuesto de detección de PTV en el dominio E-T. En la Figura 7, se ilustra la correlación cruzada bidimensional entre el mapa E-T plantilla y el mapa E-T de las señal VM de los latidos individuales para los tramos temporales ilustrados en la Figura 6.b (por mayor claridad sólo se han representado los valores de correlación superiores a 0.5). Nótese que los máximos de la función de correlación (señalados con círculos de color amarillo) indican que los PTV están presentes en todos los latidos individuales de ambos registros. No obstante, si se observa con atención podrá apreciarse que paciente chagásico CH5, la amplitud del máximo compensado de correlación (representada a la derecha en escala de colores) no es la misma en todos sus latidos.

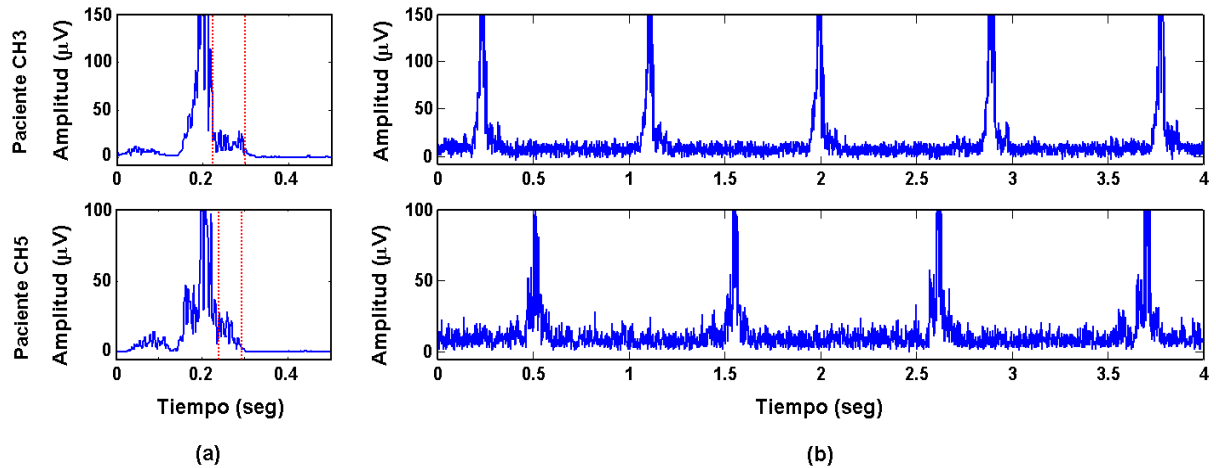


Figura 6. Representación de las señales de VM, obtenidas para dos pacientes chágasicos diferentes (identificados como CH3 y CH5) y calculadas en: (a) el latido promedio de cada paciente, y (b) en un tramo temporal (de 4 seg. de duración) extraídos de su correspondiente registro ECGAR. Apréciase en (b), la dificultad de identificar la existencia de PTV en los latidos individuales.

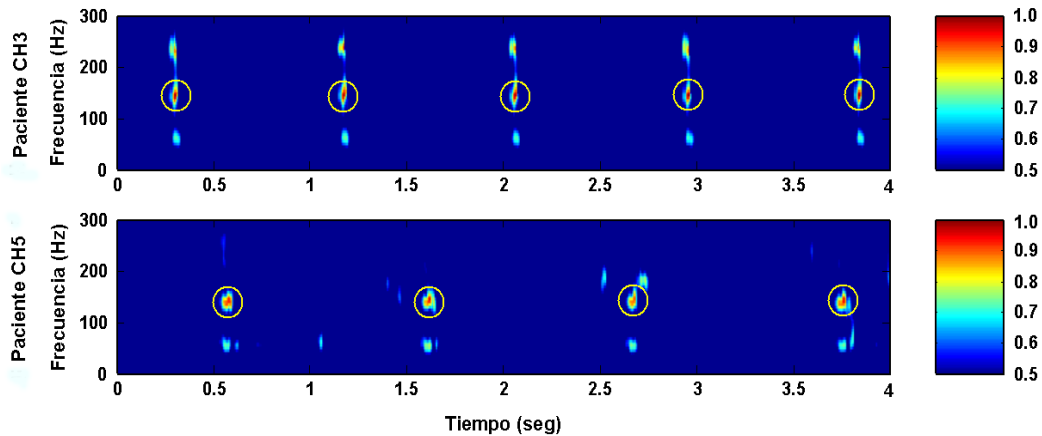


Figura 7. Representación de la correlación cruzada bidimensional entre los mapas E-T de la plantilla característica de PTV y de la señal de VM para los registros ECGAR de los pacientes CH3 y CH5, ilustrados en la Figura 6.b. Nótese que los máximos de la función de correlación (señalados con círculos de color amarillo) detectan la presencia de los micropotenciales en los latidos individuales de los registros examinados. Asimismo, obsérvese que la amplitud del máximo compensado de correlación (representada en escala de colores) no es la misma para todos los latidos del paciente CH5.

Posteriormente, se analizó la influencia de las fluctuaciones del nivel de ruido en la variabilidad observada latido a latido del máximo compensado de correlación. Para ello, en cada latido de morfología regular detectado en los registros seleccionados, se calculó el índice $\rho_{m\acute{a}x_comp}$ y se estimó su nivel de ruido ($ruido_{ST}$) con una ventana 60 ms localizada en el segmento ST del VM. Cabe señalar que latidos ectópicos o excesivamente ruidosos ($ruido_{ST} > 20 \mu V$ RMS) fueron excluidos de este análisis.

En la Figura 8, se ilustran las series de valores latido a latido de $\rho_{m\acute{a}x_comp}$ y $ruido_{ST}$ estimados para todos

los latidos detectados en los registros ECGAR (de 10 min. de duración) de los dos pacientes chágasicos (CH3 y CH5) citados con anterioridad. Puede apreciarse que la serie de $ruido_{ST}$ tiene aproximadamente el mismo valor medio y la misma desviación estándar en ambos pacientes. No obstante, obsérvese que el paciente CH3 presenta una baja variabilidad latido a latido del índice $\rho_{m\acute{a}x_comp}$, mostrando la presencia de PTV estables en su correspondiente registro ECGAR. No obstante, el paciente CH5 exhibe una variabilidad importante del índice estimado $\rho_{m\acute{a}x_comp}$, reflejando la posible existencia de PTV variables a lo largo de su registro ECGAR.

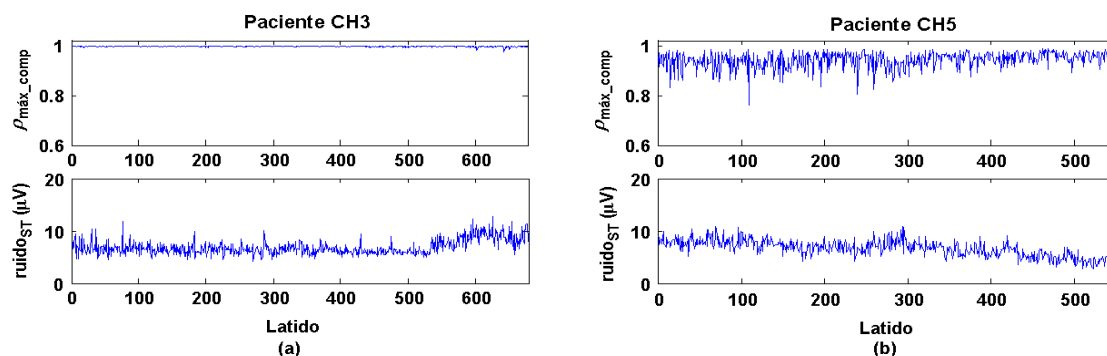


Figura 8. Series latido a latido del máximo compensado de correlación cruzada bidimensional ($\rho_{m\acute{a}x_comp}$) y del nivel de ruido estimado en el segmento ST ($ruido_{ST}$) para los pacientes chagásicos CH3 (Fig. 8a) y CH5 (Fig. 8b).

Tabla 2: Valor medio, desviación estándar (D.E.), mínimo y máximo de las series de valores latido a latido del máximo compensado de correlación cruzada bidimensional ($\rho_{m\acute{a}x_comp}$) y del nivel de ruido estimado en el segmento ST ($ruido_{ST}$) para todos los registros ECGAR examinados.

Número de paciente	Latidos analizados	Máx. compensado correlación cruzada bidimensional				Nivel de ruido (μV RMS)			
		Media	D.E. *	Mín.	Máx.	Media	D.E.	Mín.	Máx.
CH 1	591	0.9909	0.0054 (BV)	0.9622	0.9989	5.1240	1.2050	2.0613	11.1139
CH 2	501	0.9931	0.0040 (BV)	0.9742	0.9990	5.1022	1.4079	1.5062	9.7472
CH 3	678	0.9959	0.0026 (BV)	0.9745	0.9993	6.8144	1.4306	4.2818	12.7024
CH 4	575	0.9408	0.0283 (MV)	0.8040	0.9908	5.9814	2.0657	2.2794	13.5024
CH 5	548	0.9400	0.0326 (MV)	0.7559	0.9879	6.5772	1.5909	2.6547	10.9230
CH 6	599	0.9261	0.0737 (AV)	0.2070	0.9909	6.3303	2.3834	3.6363	19.0548
CH 7	442	0.8850	0.0739 (AV)	0.5629	0.9970	6.6473	1.9377	3.3147	19.5951
CH 8	595	0.8685	0.0980 (AV)	0.4207	0.9870	6.6915	2.1886	4.0022	17.8746

* BV = Baja Variabilidad (D.E. ($\rho_{m\acute{a}x_comp}$) < 0.01); MV = Moderada Variabilidad (0.01 \leq D.E. ($\rho_{m\acute{a}x_comp}$) \leq 0.07); AV = Alta Variabilidad (D.E. ($\rho_{m\acute{a}x_comp}$) > 0.07).

En la Tabla 2 se resumen los principales resultados estadísticos (valor medio, desviación estándar (D.E.), mínimo y máximo) de las series de valores latido a latido de $\rho_{m\acute{a}x_comp}$ y de $ruido_{ST}$ para todos los registros examinados. Los resultados estadísticos de $\rho_{m\acute{a}x_comp}$ confirman el comportamiento heterogéneo del grupo de pacientes analizados. En efecto, los pacientes CH1, CH2 y CH3 presentan valores medios de $\rho_{m\acute{a}x_comp}$ muy cercanos a la unidad (media > 0.99) y una baja variabilidad de dicho índice (D.E. < 0.01), por lo que puede afirmarse que los PTV serían estables en sus correspondientes registros ECGAR. Por el contrario, los pacientes CH6, CH7 y CH8 presentan menores valores medios de $\rho_{m\acute{a}x_comp}$ (0.86 < media < 0.93) y altos valores de variabilidad de dicho índice (D.E. > 0.07). Los dos pacientes restantes (CH4 y CH5) presentan valores intermedios entre los dos grupos anteriores.

Debido a que el ruido en los registros ECGAR presenta características no estacionarias, resulta necesario realizar un análisis de regresión lineal entre las series de valores de $ruido_{ST}$ y $\rho_{m\acute{a}x_comp}$, con el propósito de afirmar que la variabilidad observada en $\rho_{m\acute{a}x_comp}$ es independiente de las fluctuaciones del ruido y es producida por PTV variables latido a latido.

En la Tabla 3 se detallan los principales resultados estadísticos de dicho análisis de regresión lineal para cada registro. Exceptuando el paciente CH8, el coeficiente de regresión R es relativamente bajo ($|R| \leq 0.35$) en todos los registros examinados, lo cual indica que las variables consideradas $ruido_{ST}$ y $\rho_{m\acute{a}x_comp}$ se encuentran débilmente correlacionadas. En consecuencia, puede afirmarse que la moderada o alta variabilidad de $\rho_{m\acute{a}x_comp}$ observada en los pacientes CH4, CH5, CH6 y CH7 es producida por la existencia de PTV variables.

Tabla 3. Principales parámetros estadísticos del análisis de regresión lineal entre las variables $\rho_{m\acute{a}x_comp}$ y $ruido_{ST}$ para el conjunto de registros ECGAR examinados.

Número de paciente	Análisis de regresión lineal		
	Constante	Pendiente	Coef. regresión
CH 1	0.9901	143.70	0.0322
CH 2	0.9950	-368.45	-0.1283
CH 3	0.9991	-470.81	-0.2605
CH 4	0.9549	-2367.52	-0.1728
CH 5	0.9799	-6079.25	-0.2969
CH 6	0.9947	-10840.61	-0.3505
CH 7	0.8558	4390.27	0.1150
CH 8	1.0149	-21886.73	-0.4890

4 DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

En este trabajo, se ha presentado un método de detección latido a latido de PTV en registros ECGAR. El método desarrollado se basa en el cálculo de la correlación cruzada bidimensional normalizada entre los mapas espectro-temporales (E-T) de una plantilla característica de PTV y de cada latido detectado en el registro ECGAR. Como parámetro de detección se ha seleccionado el valor del máximo absoluto de la función de correlación cruzada multiplicado por un factor de compensación del nivel de ruido del latido examinado.

Los resultados obtenidos en registros simulados ECGAR indican que el método propuesto es capaz de detectar la totalidad (100%) de los PTV estables, alternantes y variables en amplitud, cuando los micropotenciales no se encuentran contaminados con ruido. Sin embargo, se ha encontrado que las tasas de detección de dichos PTV disminuyen a medida que el nivel de ruido aumenta. Ello se debe a que un incremento del ruido afecta negativamente la estimación de la plantilla característica de PTV y el proceso de correlación cruzada, dificultándose por dichas razones la correcta detección de los micropotenciales.

Asimismo, se ha observado que para un mismo nivel de ruido del registro simulado ECGAR, las mayores tasas de detección se obtienen para los PTV estables y alternantes, mientras que el menor porcentaje de detección corresponde a los PTV variables en amplitud. Ello es debido a la mayor dificultad de determinar diferentes niveles de amplitud de los PTV que detectar la presencia de los PTV en cada uno de los latidos. No obstante, debe destacarse que el método presentado es capaz de identificar un porcentaje significativo de PTV estables, alternantes, y de amplitud variable aún en presencia de altos niveles de ruido.

Por otra parte, el método propuesto fue aplicado a un conjunto de registros reales ECGAR de 8 pacientes chagásicos con daño miocárdico severo y PTV visibles en el VM del latido promedio, con el propósito de evaluar el comportamiento latido a latido de los PTV en dichos pacientes. Para cada latido detectado en los registros examinados, se calculó el máximo compensado de la correlación cruzada bidimensional y se estimó el nivel RMS de ruido sobre la señal de VMT. Los resultados obtenidos señalan que 3 pacientes chagásicos presentan una baja variabilidad latido a latido del máximo compensado de correlación, mientras que los otros 5 enfermos exhiben una variabilidad alta o moderada de dicho índice. Por otra parte, se ha determinado mediante el análisis de regresión lineal que la variabilidad del máximo de correlación no se

encuentra influenciada significativamente (excepto para un paciente) por las fluctuaciones del nivel de ruido a lo largo del registro.

Se concluye que la alta variabilidad del máximo de correlación observada en ciertos enfermos chagásicos estaría reflejando la posible presencia de PTV variables en sus correspondientes registros ECGAR. Por el contrario, la baja variabilidad de dicho índice observada en otros pacientes chagásicos demostraría la presencia de PTV estables en sus registros.

Como estudio futuro, se propone examinar la variabilidad del índice de detección en poblaciones más numerosas y establecer su valor pronóstico en un esquema de clasificación de pacientes.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido realizado gracias a las ayudas de la CICYT (TIC2001-2167-C02-01).

Referencias

- [1] Borggreffe M., Fetsch T., Martinez-Rubio A., Makijarvi M., Breithardt G., (1997) "Prediction of arrhythmia risk based on signal-averaged ECG in postinfarction patients", *PACE*, vol. 20, no. 10, pt. 2, pp. 2566-2576.
- [2] Carrasco H., Jugo D., Medina R., Castillo C., Miranda P., (1997) "Electrocardiograma de alta resolución y variabilidad de la frecuencia cardíaca en pacientes chagásicos crónicos", *Arch. Inst. Cardiol. Méx.*, vol. 67, pp. 277-285.
- [3] Lander P., Berbari E.J., (1992) "Principles and signal processing techniques of the high-resolution electrocardiogram", *Prog. Cardiovasc. Dis.*, vol. 35, no. 3, pp. 169-188.
- [4] Laciár E., Jané R., Brooks D.H., (2003), "Improved alignment method for noisy high resolution ECG and Holter records using multi-scale cross-correlation", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 50, no. 3, pp. 344-353.
- [5] Laciár E., Jané R., Brooks D.H., (2003), "Estimación del punto fiducial en registros ecg de alta resolución mediante correlación multiescala", *XXIV Jornadas de Automática*, CD-ROM, artículo 88, <http://nyquist.us.es/conferencias/Jornadas03/SUBMISSIONS/bio/88.pdf>
- [6] Hombach V., Kochs M., Höpp H., Kebbel U., Eggeling T., Osterpey A., Hirche H., Hilger H., (1989) "Dynamic behaviour of late potentials",

Electrocardiography and cardiac drug therapy.
Kluwer Academic Publishers, pp. 218-238.

- [7] Höher M., Axmann J., Eggeling T., Kochs M., Weismüller P., Hombach V., (1993) "Beat-to-beat variability of ventricular late potentials in the unaveraged high resolution electrocardiogram – effects of the antiarrhythmic drugs", *Eur. Heart J.*, vol. 14, suppl. E, pp. 33-39.
- [8] Yang W., Horan L., Flowers N., (1993) "Beat-to-beat recording of high resolution ECG: technical considerations", *Signal Averaged Electrocardiography: Concepts, Methods and Applications*, Kluwer Academic Publishers, pp. 185-201.
- [9] Haberl R., Jilge G., Pulter R., Steinbeck G., (1989) "Spectral mapping of the electrocardiogram with Fourier transform for identification of patients with sustained ventricular tachycardia and coronary artery disease", *Eur. Heart J.*, vol. 10, no. 4, pp. 316-322.
- [10] Steinbigler P., Haberl R., Jilge G., Steinbeck G., (1998) "Single-beat analysis of ventricular late potentials in the surface electrocardiogram using the spectrotemporal pattern recognition algorithm in patients with coronary artery disease", *Eur. Heart J.*, vol. 19, no. 3, pp. 435-446.
- [11] Gonzalez R., Woods R. (1996) "Reconocimiento e Interpretación", *Tratamiento Digital de Imágenes*, Addison-Wesley / Díaz de Santos, pp. 615-713.
- [12] Laciari E., Jané R., Brooks D.H., (2000) "Beat-to-beat analysis of QRS duration in time and wavelet domains", *IEEE Comput. Cardiol.*, vol. 27, pp. 719-722.