

Modificaciones de las características espectrales de la fibrilación ventricular en las lesiones producidas con radiofrecuencia. Estudio experimental

Francisco J. Chorro^{a,b}, Juan Guerrero^c, Joaquín Cánoves^b, Isabel Traperó^d, Luis Mainar^b, Francisca Pelechano^a, Estrella Blasco^b, Luis Such-Miquel^e, Ángel Ferrero^b, Juan Sanchis^{a,b}, Vicente Bodí^{a,b}, José M. Cerdá^f, Antonio Alberola^g y Luis Such^g

^aDepartamento de Medicina. Universidad de Valencia (UVEG). Valencia. España.

^bServicio de Cardiología. Hospital Clínico Universitario. Valencia. España.

^cDepartamento de Electrónica. Universidad de Valencia (UVEG). Valencia. España.

^dDepartamento de Enfermería. Universidad de Valencia (UVEG). Valencia. España.

^eDepartamento de Fisioterapia. Universidad de Valencia (UVEG). Valencia. España.

^fDepartamento de Anatomía Patológica. Universidad de Valencia (UVEG). Valencia. España.

^gDepartamento de Fisiología. Universidad de Valencia (UVEG). Valencia. España.

Introducción y objetivos. Aunque se dispone de información sobre las modificaciones en el dominio del tiempo de los registros electrofisiológicos en zonas lesionadas con radiofrecuencia, los datos disponibles en el dominio de la frecuencia son muy escasos. Se analizan las modificaciones de las características espectrales de la fibrilación ventricular en zonas lesionadas con radiofrecuencia.

Métodos. En 11 preparaciones de corazón aislado y perfundido de conejo, se registra la fibrilación ventricular con un electrodo múltiple epicárdico situado en la pared libre ventricular izquierda. Se comparan los parámetros espectrales obtenidos mediante análisis de Fourier antes y después de practicar lesiones transmurales con radiofrecuencia.

Resultados. En las zonas lesionadas disminuye significativamente la densidad espectral de las frecuencias dominante ($0,168 \pm 0,113$ y $0,025 \pm 0,018$ mV²/Hz; $p < 0,001$) y media ($0,053 \pm 0,057$ y $0,012 \pm 0,016$ mV²/Hz; $p < 0,001$), la energía normalizada alrededor de la frecuencia dominante ($0,860 \pm 0,570$ y $0,128 \pm 0,091$; $p < 0,001$) y la desviación típica del espectro de potencias ($0,031 \pm 0,020$ y $0,004 \pm 0,001$ mV²/Hz; $p < 0,001$). No se modifican significativamente las frecuencias dominante ($16,2 \pm 5,6$ y $14,8 \pm 1,8$ Hz) y media ($17,7 \pm 3,4$ y $16,6 \pm 1,3$ Hz). Los parámetros espectrales aceptados en el modelo multivariable para indicar que los registros se efectúan en la lesión son la desviación típica del espectro de potencias y la densidad espectral de la frecuencia media.

Conclusiones. Durante la fibrilación ventricular, los parámetros relacionados con la potencia y la energía espectral muestran modificaciones significativas en las zonas lesionadas con radiofrecuencia y pueden ayudar a identificarlas. Las frecuencias dominante y media no se modifican significativamente en las zonas lesionadas.

Palabras clave: Fibrilación ventricular. Ablación con radiofrecuencia. Análisis de Fourier.

Changes in the Spectral Characteristics of Ventricular Fibrillation in Lesions Produced by Radiofrequency Ablation. An Experimental Study

Introduction and objectives. Although electrophysiological databases contain information about changes in the time domain in lesions produced by radiofrequency ablation, very few data on changes in the frequency domain are available. The aim of this study was to investigate changes in the spectral characteristics of ventricular fibrillation in zones with radiofrequency lesions.

Methods. Recordings of ventricular fibrillation were obtained in 11 isolated perfused rabbit heart preparations using a multiple epicardial electrode located on the left ventricular free wall. Spectral parameters derived by Fourier analysis before and after the creation of transmural radiofrequency lesions were compared.

Results. In the ablated zones, significant reductions were observed in the spectral density of the dominant (0.168 ± 0.113 mV²/Hz vs 0.025 ± 0.018 mV²/Hz; $P < .001$) and mean frequencies (0.053 ± 0.057 mV²/Hz vs 0.012 ± 0.016 mV²/Hz; $P < .001$), the normalized energy around the dominant frequency (0.860 ± 0.570 vs 0.128 ± 0.091 ; $P < .001$), and the standard deviation of the power spectrum (0.031 ± 0.020 mV²/Hz vs 0.004 ± 0.001 mV²/Hz; $P < .001$). There was no significant change in the dominant (16.2 ± 5.6 vs 14.8 ± 1.8 Hz) or mean frequency (17.7 ± 3.4 vs 16.6 ± 1.3 Hz). The spectral parameters that could be used in a multivariate model to identify the lesion

Trabajo financiado con las ayudas del Instituto de Salud Carlos III, Ministerio de Sanidad y Consumo, PI06/0758 y RETIC RD06/0003/0010 (REDINSCOR), y de la Sociedad Española de Cardiología (beca 2005).

Correspondencia: Dr. F.J. Chorro.
Servicio de Cardiología. Hospital Clínico Universitario.
Avda. Blasco Ibañez, 17. 46010 Valencia. España.
Correo electrónico: Francisco.J.Chorro@uv.es

Recibido el 27 de agosto de 2007.

Aceptado para publicación el 8 de enero de 2008.

were the standard deviation of the power spectrum and the spectral density of the mean frequency.

Conclusions. During ventricular fibrillation, the spectral parameters associated with spectral power and spectral energy were significantly altered in zones with radiofrequency lesions and could be used to identify those zones. There was no significant change in either the dominant or mean frequency in these zones.

Key words: *Ventricular fibrillation. Radiofrequency ablation. Fourier analysis.*

Full English text available from: www.revvespcardiol.org

ABREVIATURAS

En: energía del espectro de frecuencias.
FrD: frecuencia dominante.
FrM: frecuencia media.
FV: fibrilación ventricular.
RF: radiofrecuencia.
RMC: raíz cuadrada de la media de valores al cuadrado.

INTRODUCCIÓN

El análisis de las características de las señales electrofisiológicas proporciona información útil para identificar zonas de interés relacionadas con los mecanismos que mantienen diferentes tipos de arritmias. Esta información puede facilitar la realización de intervenciones selectivas mediante ablación con radiofrecuencia (RF)^{1,2}. Así, la localización de las zonas de cicatriz postinfarto se ha mostrado útil para identificar zonas diana en el tratamiento de taquicardias ventriculares³⁻⁶.

Por otra parte, la RF también modifica el sustrato y, por lo tanto, las características de las señales registradas. Aunque se dispone de información sobre las modificaciones en el dominio del tiempo de las señales auriculares y ventriculares obtenidas en zonas lesionadas con RF⁷⁻¹³, la información disponible en el dominio de la frecuencia es muy escasa. Se debe tenerlo en cuenta al interpretar los registros obtenidos durante los procedimientos de ablación con RF o en los pacientes que ya han sido sometidos a procedimientos de ablación.

Las técnicas espectrales se utilizan en el análisis de la fibrilación tanto auricular como ventricular (FV), y la información que proporcionan incluye la frecuencia dominante del espectro que se relaciona directamente con la frecuencia de activación miocárdica¹⁴⁻¹⁹. Basándose en estas técnicas es posible identificar zonas relevantes^{20,21} que pueden ser de interés para acciones terapéuticas localizadas. Por otra parte, el análisis espectral puede ayudar a detectar los procesos fibrilatorios, obje-

tivar sus características y aplicar los procedimientos de desfibrilación automáticos.

La ablación con RF reduce la amplitud de los electrogramas registrados en las zonas lesionadas, pero no se dispone de información sobre sus efectos en las características espectrales, que incluyen parámetros relacionados tanto con la potencia y la energía del espectro como con la frecuencia de las señales. En el presente trabajo se utiliza un modelo experimental con corazones aislados de conejo para evaluar la hipótesis de que las características espectrales de los registros de la FV obtenidos en zonas lesionadas con RF sufren modificaciones significativas y que estas modificaciones, además de las observadas en el dominio del tiempo, pueden ser útiles para indicar que los registros se efectúan en zonas lesionadas.

MÉTODOS

Preparación experimental

Los procedimientos utilizados en este estudio se ajustan a las guías vigentes para el cuidado y utilización de animales en los laboratorios de investigación. Se han utilizado corazones aislados y perfundidos de conejos de raza Nueva Zelanda ($n = 11$; peso, $2,7 \pm 0,3$ kg). Tras anestesia (ketamina 25 mg/kg i.m.) y heparinización, se ha extraído el corazón sumergiéndolo en Tyrode frío (4°C). Tras aislar la aorta, se ha conectado a un sistema de Langendorff para perfundir Tyrode como en estudios previos^{18,19}. Se han registrado los electrogramas ventriculares utilizando un electrodo múltiple, compuesto por 235 electrodos unipolares (diámetro, 0,125 mm; distancia entre electrodos, 1 mm; superficie abarcada, 225 mm²), situado en el epicardio de la pared libre del ventrículo izquierdo. Se ha utilizado como electrodo indiferente una placa de Ag/AgCl situada sobre la aorta. Para la estimulación ventricular se ha utilizado un electrodo bipolar y un estimulador GRASS S88 con unidad de aislamiento de estímulos (SIU5). Los registros se han obtenido con un sistema de cartografía de la actividad eléctrica cardíaca (MAPTECH) (banda de frecuencias entre 1 y 400 Hz). La FV se ha inducido mediante estimulación a frecuencias crecientes y se ha mantenido la perfusión durante la arritmia. Los registros se han obtenido basalmente y tras la realización de una lesión transmural con RF en la pared ventricular izquierda desde la base hasta la zona media de la pared libre (fig. 1). Se ha efectuado la lesión utilizando un electrodo de aguja (diámetro, 0,5 mm) con punciones consecutivas de arriba abajo en la pared ventricular, y en cada una de ellas la aplicación de RF ha sido de 10 W durante 20 s, utilizando un generador HAT 100 de Osypka. El parche dispersivo se ha situado en la cánula aórtica del sistema de perfusión. Tras las aplicaciones de RF, los registros de la FV se han obtenido al menos 10 min

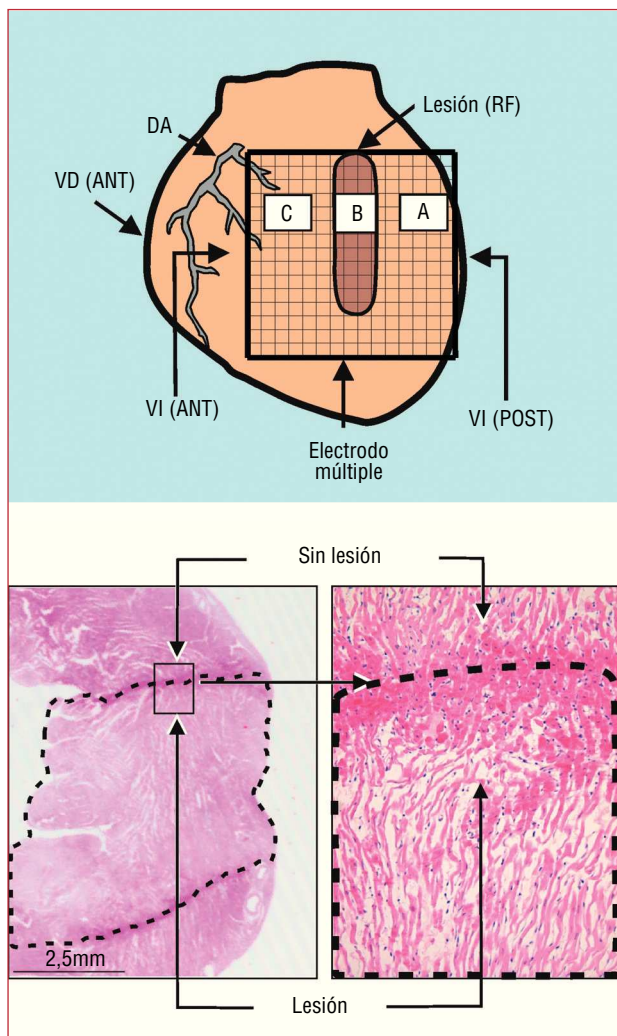


Fig. 1. Arriba: esquema que muestra el electrodo múltiple sobre las zonas lesionada (B) y no lesionadas (A y C). Abajo: corte transversal de la pared ventricular izquierda que incluye la lesión (línea de puntos) efectuada con radiofrecuencia (H-E, $\times 4$), que es transmural y bien delimitada. A la derecha se muestra uno de los bordes de la zona lesionada (H-E, $\times 25$). DA: arteria descendente anterior; VD(ANT): ventrículo derecho anterior; VI(ANT): ventrículo izquierdo anterior; VI(POST): ventrículo izquierdo posterior.

después, con el electrodo múltiple situado en la misma posición y abarcando la zona lesionada y el miocardio no lesionado que la rodea. Se han utilizado cuatro puntos fijos marcados en la pared ventricular para asegurar que el electrodo se situaba en la misma posición.

Datos analizados

Análisis espectral de los electrogramas durante la FV

Se ha utilizado el método de Welch²² para obtener el espectro de potencias (fig. 2) de las señales registradas con quince electrodos unipolares, situados en tres zo-

nas seleccionadas (cinco electrodos en cada una de las zonas) (fig. 1): zona A, no lesionada y situada 4 mm a la derecha de la lesión; zona B, situada en el área central de la lesión, y zona C, no lesionada y situada 4 mm a la izquierda de la lesión. Se han analizado bloques de 4.096 puntos (frecuencia de muestreo, 1 kHz) sin acolchado de ceros. Los datos se han procesado con Matlab en una plataforma Hewlett-Packard 712/80. Se han determinado los siguientes parámetros:

- FrD: frecuencia dominante (Hz) o frecuencia del espectro de potencias con la mayor amplitud, determinada con una resolución de 0,5 Hz.
- FrM: frecuencia media del espectro (Hz).
- FrDdens: densidad espectral de la frecuencia dominante (mV^2/Hz).
- FrMdens: densidad espectral de la frecuencia media (mV^2/Hz).
- EnFrD: energía normalizada del espectro contenido alrededor de la frecuencia dominante ($\text{FrD} \pm 1 \text{ Hz}$) (adimensional).
- DTesp: desviación típica del espectro de potencias (mV^2/Hz).

Análisis en el dominio del tiempo de los electrogramas durante la FV

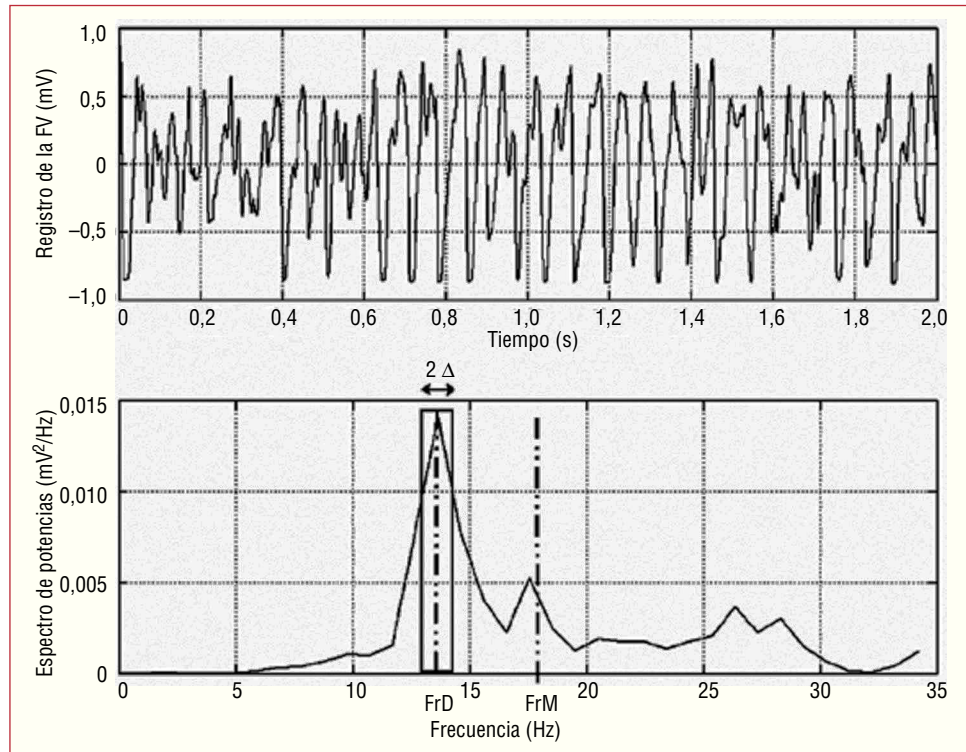
En la misma ventana de tiempo se han determinado los siguientes parámetros relacionados con las características morfológicas de los electrogramas:

- MAmpl: amplitud media de las señales (mV).
- DTAmpl: desviación típica de la amplitud de las señales (mV).
- RMCampl: raíz cuadrada de la media de la amplitud al cuadrado de la señales (mV).
- MdV/dt: dV/dt media o promedio de las pendientes máximas negativas de los electrogramas (mV/ms).
- DTdV/dt: desviación típica de las pendientes máximas negativas de los electrogramas (mV/ms).

Análisis estadístico

Los datos numéricos se expresan como media ± 1 desviación estándar (DE). Las pruebas de contraste se han efectuado utilizando el modelo general lineal con la prueba de medidas repetidas, considerando como factores las fases del estudio y las zonas analizadas. Para el análisis post hoc se ha aplicado la prueba de Bonferroni. Las diferencias se han considerado estadísticamente significativas para valores de $p < 0,05$. Se han calculado las curvas ROC (*receiver operating characteristic*) (sensibilidad respecto a 1 – especificidad) para cada parámetro y, con la finalidad de identificar los que permiten indicar mejor si los registros se han efectuado en la zona lesionada con RF, se ha realizado un análisis multivariable utilizando el método de re-

Fig. 2. Espectro de potencias de uno de los registros de la FV. Se indica la frecuencia dominante (FrD) y su densidad espectral, la frecuencia media (FrM), y la potencia espectral comprendida en la banda $FrD \pm 1$ Hz (2Δ) que se ha utilizado para calcular la energía normalizada alrededor de FrD. Se muestran 2 s de la FV para que se observe mejor la señal. En el análisis espectral se han utilizado segmentos de 4 s.



gresión logística escalonada. En dicho análisis se ha considerado como variable de estado la localización de los registros en la zona lesionada, y las variables que han sido aceptadas en la ecuación son, de entre todas las estudiadas, las que aportan información independiente para identificar la variable de estado. Para efectuar los cálculos se ha utilizado el paquete estadístico SPSS.

RESULTADOS

La anchura y la longitud media de las lesiones efectuadas con RF han sido $3,2 \pm 0,4$ y $11,4 \pm 0,6$ mm, respectivamente. Los análisis macroscópico y microscópico han mostrado las características de las lesiones, que son transmurales y bien delimitadas (fig. 1).

Parámetros en el dominio de la frecuencia

Basalmente, antes de la RF, FrDdens, FrMdens, EnFrD y DTEsp no han mostrado diferencias significativas entre las tres zonas estudiadas (fig. 3). FrD ha sido significativamente mayor en la zona C (zona A, $14,9 \pm 5,2$ Hz; zona B, $16,2 \pm 5,6$ Hz; zona C, $17,9 \pm 4,2$ Hz; $p < 0,01$). Los valores de FrM no han mostrado diferencias significativas (zona A, $17,4 \pm 3,2$ Hz; zona B, $17,7 \pm 3,4$ Hz; zona C, $18,8 \pm 3,2$ Hz).

Tras efectuar las lesiones, FrDdens, FrMdens, EnFrD y DTEsp han disminuido significativamente en

la zona B (zona lesionada), y las diferencias también han sido significativas con respecto a las zonas no lesionadas (figs. 3 y 4). FrD y FrM no han variado significativamente en la zona B (FrD tras RF, $14,8 \pm 1,8$ Hz, no significativo respecto a control; FrM tras RF, $16,6 \pm 1,3$ Hz, no significativo respecto a control). En las zonas no lesionadas no se han observado variaciones significativas con respecto a antes de la aplicación de la RF, excepto en relación con FrD en la zona C, que ha disminuido significativamente (FrD tras RF, $14,9 \pm 2,8$ Hz; $p < 0,001$ frente a control).

Parámetros en el dominio del tiempo

Basalmente se han observado diferencias entre las zonas B y C en las variables MAmpl, DTAmpl, MdV/dt y DTdV/dt, y también entre las zonas A y B en las variables MdV/dt y DTdV/dt (fig. 3). RMC Ampl ha sido significativamente menor en la zona C que en la B ($2,193 \pm 0,707$ y $2,520 \pm 0,593$; $p < 0,05$). Tras la RF, en la zona B se ha observado una reducción significativa de MAmpl, DTAmpl, DTdV/dt y RMC Ampl, y los valores correspondientes a MdV/dt han sido significativamente menos negativos (fig. 5). Las diferencias con respecto a las zonas no lesionadas también han sido significativas. En esta fase también se han observado diferencias significativas entre MdV/dt y DTdV/dt de las zonas A y C, que en el caso de DTdV/dt ya estaban presentes basalmente.

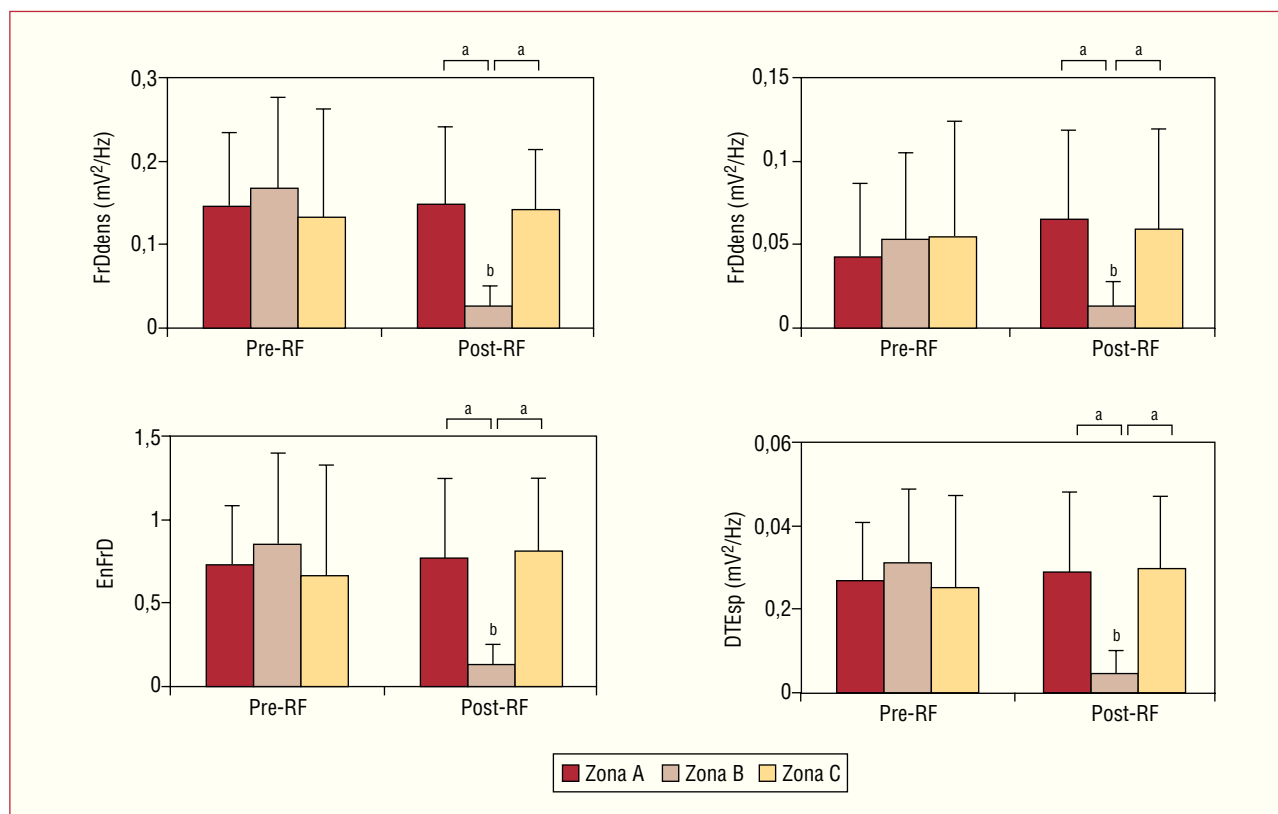


Fig. 3. Valores (media ± desviación estándar) de los parámetros en el dominio de la frecuencia que han variado significativamente en la zona lesionada.

DTEsp: desviación típica del espectro de potencia; EnFrD: energía del espectro en la banda FrD $\pm$ 1 Hz (unidades normalizadas); FrDdens: densidad espectral de la frecuencia dominante; FrMdens: densidad espectral de la frecuencia media; RF: radiofrecuencia; zona B: zona lesionada; zonas A y C: zonas no lesionadas.

^aDiferencias significativas entre zonas basalmente o tras la ablación con RF.

^bDiferencias significativas con respecto a los valores basales.

Modelos predictivos con los parámetros en el dominio de la frecuencia

Al considerar individualmente cada una de las variables obtenidas con el objeto de establecer si los registros corresponden a la zona lesionada, el área bajo la curva ROC ha sido $> 0,8$ con cada uno de los parámetros, con la excepción de FrD (área = 0,53) y FrM (área = 0,56) (tabla 1). La tabla 1 también muestra los valores de corte y sus correspondientes sensibilidad y especificidad.

Al efectuar la regresión logística, considerando conjuntamente las variables obtenidas en el dominio de la frecuencia para indicar la zona lesionada, las variables aceptadas en el modelo, es decir las que aportan información independiente al incluirlas en la ecuación con la finalidad de identificar si los registros se han efectuado en la zona lesionada, han sido DTEsp y FrMdens. Las *odds ratio* (OR) correspondientes y sus intervalos de confianza (IC) del 95% se muestran en la tabla 2. Estos valores son < 1 e indican que es significativa la probabilidad de encontrarse en la zona lesionada cuando los parámetros están dentro de los valores

establecidos mediante los puntos de corte obtenidos con las curvas ROC.

Modelos predictivos con los parámetros en el dominio del tiempo

El área bajo la curva ROC obtenida con cada variable ha sido $> 0,9$ en todos los casos. La tabla 1 muestra los valores de corte y sus correspondientes sensibilidad y especificidad. Al efectuar el análisis de regresión logística considerando conjuntamente todas las variables utilizadas en el dominio del tiempo, las variables aceptadas en el modelo han sido MdV/dt y DTAmpl. Las OR correspondientes y los IC del 95% se muestran en la tabla 2.

DISCUSIÓN

Los hallazgos principales son: *a*) los parámetros relacionados con la potencia y la energía espectral de los registros de la FV muestran variaciones significativas en las zonas lesionadas y pueden ser utilizados para identificarlas, y *b*) los parámetros relacionados con la

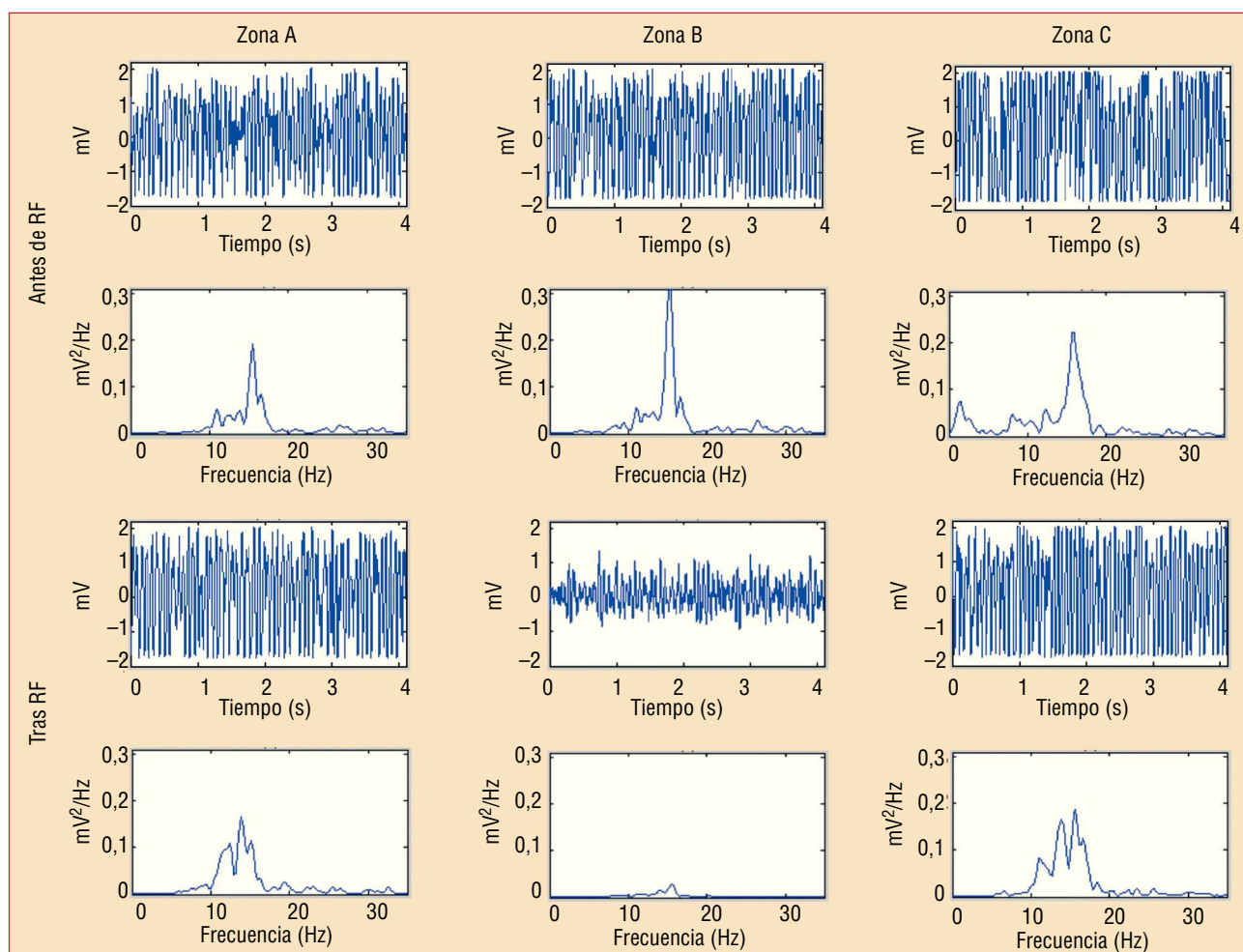


Fig. 4. Electrogramas de la fibrilación ventricular y su correspondiente espectro de potencias obtenidos con uno de los electrodos situado en cada zona antes y después de la radiofrecuencia. DTesp: desviación típica del espectro de potencia; EnFrD: energía del espectro en la banda FrD ± 1 Hz (unidades normalizadas); FrDdens: densidad espectral de la frecuencia dominante; FrMdens: densidad espectral de la frecuencia media; RF: radiofrecuencia; zona B: zona lesionada; zonas A y C: zonas no lesionadas.

TABLA 1. Área bajo la curva ROC (sensibilidad frente a 1 – especificidad) y valores de corte para los mejores parámetros univariable, con sus correspondientes sensibilidad y especificidad

	ABC	Corte	Sensibilidad	Especificidad
Dominio de la frecuencia				
FrDdens (mV²/Hz)	0,94	0,05	93%	84%
FrMdens (mV²/Hz)	0,83	0,011	80%	83%
EnFrD (unidades normalizadas)	0,94	0,267	93%	86%
DTesp (mV²/Hz)	0,95	0,008	93%	87%
Dominio del tiempo				
MAmpl (mV)	0,98	0,247	98%	97%
DTAmp (mV)	0,98	1,372	98%	93%
RMCAmp (mV)	0,98	1,352	96%	94%
MdV/dt (mV/ms)	0,99	-0,894	98%	99%
DTdV/dt (mV/ms)	0,99	0,454	96%	95%

ABC: área bajo la curva ROC; DTAmp: desviación típica de la amplitud de las señales de la fibrilación ventricular; DTdV/dt: desviación típica de dV/dt; DTesp: desviación típica del espectro de energía; EnFrD: energía normalizada del espectro en la banda FrD ± 1 Hz; FrDdens: densidad espectral de la frecuencia dominante; FrMdens: densidad espectral de la frecuencia media; MAmp: amplitud media de las señales registradas durante la fibrilación ventricular; MdV/dt: dV/dt media; RMCAmp: raíz cuadrada de la media de la amplitud de las señales de la fibrilación ventricular elevada al cuadrado.

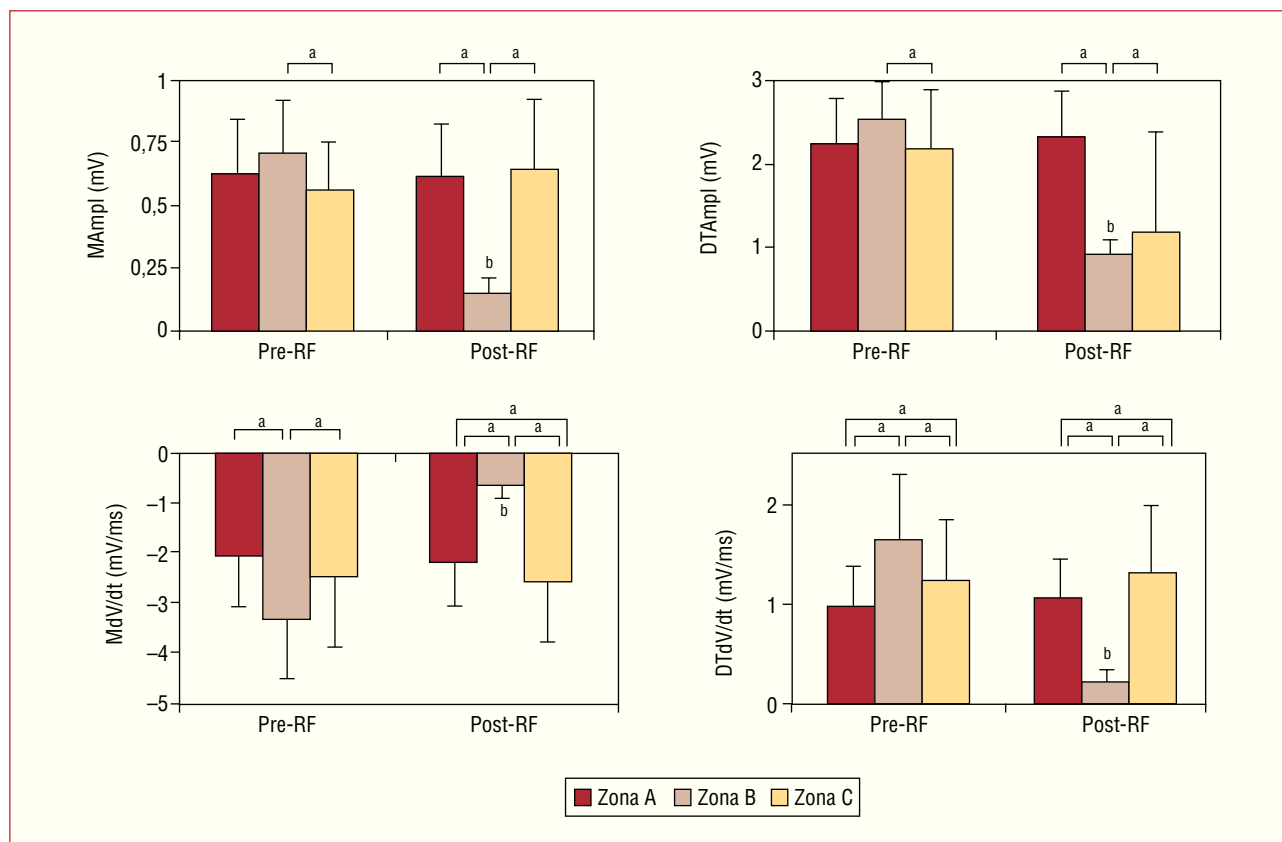


Fig. 5. Valores (media $\pm$ desviación estándar) de los parámetros en el dominio del tiempo que han variado significativamente en las zonas lesionadas.

DTAmpl: desviación típica de la amplitud de las señales; DTdV/dt: desviación típica de la máxima pendiente negativa de los electrogramas; MAmpl: amplitud media de las señales; MdV/dt: media de la pendientes negativas máximas de los electrogramas; RF: radiofrecuencia.

^aDiferencias significativas entre zonas basalmente y tras la ablación con RF.

^bDiferencias significativas con respecto a los valores basales.

frecuencia de las señales (FrD o FrM) no presentan variaciones significativas en dichas zonas.

Modificación de las características de la FV en el dominio del tiempo en las zonas lesionadas

La lesión térmica de la RF causa una necrosis de coagulación que suprime las propiedades eléctricas activas del miocardio y modifica las características de los electrogramas²³⁻²⁹. Los daños estructurales imposibilitan la génesis de potenciales de acción, y el tejido se convierte en una zona de transmisión pasiva o electrotónica de los potenciales generados en el miocardio adyacente no lesionado^{9-11,23,25,27-29}. El análisis de los electrogramas generados en zonas auriculares o ventriculares lesionadas con RF, tanto durante el ritmo sinusal como en el contexto de determinadas arritmias, ha mostrado variaciones en la amplitud y la rapidez de las deflexiones, con reducción de la pendiente negativa máxima^{7-9,11-13}, así como alteraciones de la repolarización con cambios en la amplitud de la onda T y des-

TABLA 2. Odds ratio e intervalos de confianza del 95% para los parámetros aceptados en las ecuaciones al efectuar las regresiones logísticas

	OR	IC del 95%
Dominio de la frecuencia		
DTEsp (mV ² /Hz)	0,021	0,0067-0,0700
FrMdens (mV ² /Hz)	0,3227	0,1278-0,8149
Dominio del tiempo		
MdV/dt (mV/ms)	0,0044	0,0002-0,0814
DTAmpl (mV)	0,0118	0,0005-0,3015

DTAmpl: desviación típica de la amplitud de las señales durante la FV; DTEsp: desviación típica del espectro de energía; FrMdens: densidad espectral de la frecuencia media; IC: intervalo de confianza; MdV/dt: dV/dt media; OR: odds ratio.

plazamientos en el segmento ST²⁹. La disminución de la amplitud ha sido utilizada como un marcador de la lesión efectuada en el miocardio ventricular^{12,13}, aunque dicha amplitud puede disminuir como consecuencia de un contacto deficiente de los electrodos³⁰. La isquemia miocárdica crónica reduce el voltaje de los

electrogramas ventriculares³¹, y el registro de señales lejanas también puede disminuir la utilidad de este parámetro^{13,32}. Por otra parte, las zonas de cicatriz postinfarto dan lugar a cambios similares a los producidos por la RF y se ha observado que el voltaje de los electrogramas se correlaciona con la presencia de cicatrices ventriculares^{33,34}. La disminución de la densidad de miocitos viables en las regiones infartadas da lugar a una disminución de la amplitud de los electrogramas y reduce la velocidad de las señales unipolares³⁵. La experiencia obtenida en estudios cartográficos ha mostrado que la información proporcionada por el análisis de la amplitud, la pendiente negativa de los electrogramas o la duración de las señales pueden ayudar a identificar tejido cicatrizal^{3,4,33,36}. Por otra parte también se han estudiado métodos alternativos para evaluar las lesiones con RF, como el aumento del umbral de estimulación tras la ablación¹³. En el presente estudio, el análisis de los registros de la FV ha confirmado que las lesiones efectuadas con RF también modifican significativamente los parámetros de la FV en el dominio del tiempo, y que los indicadores obtenidos son útiles para diferenciar entre miocardio normal y lesionado.

Modificación de las características de la FV en el dominio de la frecuencia en las zonas lesionadas

El análisis espectral de la FV se ha utilizado para obtener información sobre la activación miocárdica durante la arritmia y las modificaciones producidas por diversos factores como fármacos, isquemia, estiramiento o variaciones de la temperatura¹⁴⁻¹⁷. La ablación con RF, al modificar las propiedades electrofisiológicas del miocardio y las características de los electrogramas registrados, también modifica sus características espectrales.

La frecuencia dominante corresponde a la frecuencia con la mayor densidad espectral y está estrechamente relacionada con la inversa de los ciclos de activación medios durante la FV. En el presente estudio, al analizar los parámetros directamente relacionados con la frecuencia de activación, como FrD o FrM, se ha observado que no son útiles para diferenciar el miocardio normal del lesionado. Estos hallazgos están relacionados con el registro de potenciales alejados originados por la despolarización del miocardio no dañado que rodea las lesiones. Sin embargo, como ya se ha comentado, los potenciales registrados en las zonas lesionadas muestran una importante reducción de su amplitud secundaria a la necrosis de coagulación del tejido y la pérdida de los potenciales que se generarían durante la despolarización local^{13,32}. Así, mientras FrD y FrM, no han variado significativamente en la zona lesionada, los parámetros relacionados con la potencia y la energía espectral han mostrado variaciones significativas y se han mostrado útiles para distinguir entre

el miocardio normal y el lesionado. El área bajo la curva ROC y la sensibilidad y la especificidad obtenidas separadamente con cada parámetro son cercanas a las obtenidas con los parámetros en el dominio del tiempo. Las OR y sus IC del 95% obtenidos al efectuar el análisis de regresión logística indican su utilidad para identificar las zonas lesionadas, de igual modo que los parámetros en el dominio del tiempo.

Las consecuencias prácticas de la aplicación de este tipo de análisis durante la FV estarán determinadas por los resultados de estudios experimentales diseñados para mejorar el conocimiento de los efectos de la ablación con RF en las arritmias ventriculares. Teniendo en cuenta que el análisis espectral de la fibrilación auricular ha sido utilizado para la identificación de zonas de interés^{20,21} y que estas zonas pueden ser objetivo de acciones terapéuticas, el estudio conjunto de los diferentes parámetros proporcionados por este tipo de análisis podría permitir una utilización más racional de la ablación con RF al mejorar el conocimiento de los fenómenos estudiados. El reconocimiento de las áreas lesionadas mediante el análisis de los electrogramas extracelulares ayuda a comprender las características de la activación miocárdica tanto durante el ritmo espontáneo como durante la estimulación eléctrica o durante las arritmias. El presente trabajo se ha centrado en el análisis de las modificaciones de las señales registradas durante la FV y, mientras que el análisis de las señales durante la fibrilación auricular es cada vez más frecuente durante los estudios electrofisiológicos y durante la aplicación de procedimientos de ablación con RF, el de las señales de la FV es escaso, en gran parte por las propias características clínicas de la arritmia. No obstante este tipo de análisis aporta información adicional sobre el sustrato y puede mejorar el conocimiento de la fisiopatología de este tipo de arritmias.

Limitaciones

Los resultados se han obtenido en un modelo experimental utilizando registros epicárdicos. Esto ha permitido el control preciso tanto de la inducción de las lesiones con RF como de la localización de los electrodos de registro. Sin embargo, tanto los valores de corte como su sensibilidad y su especificidad dependen del modelo y de la especie animal utilizada. Por este motivo la extrapolación de estos resultados a la clínica requiere la realización de estudios específicos. Por otra parte, los resultados presentados se han analizado en la fase aguda tras la realización de las lesiones con RF. El proceso de cicatrización de las lesiones, aunque no modifica la pérdida de la capacidad de generar potenciales que ocurre en la zona necrosada, podría introducir cambios en la transmisión pasiva de los potenciales generados en las zonas no lesionadas. Serían necesarios estudios con modelos crónicos para analizar estos cambios y sus repercusiones.

CONCLUSIONES

Durante la fibrilación ventricular, los parámetros relacionados con la potencia y la energía espectral muestran modificaciones significativas en las zonas lesionadas con radiofrecuencia y pueden ayudar a identificarlas. Las frecuencias dominante y media no se modifican significativamente en las zonas lesionadas.

BIBLIOGRAFÍA

1. Stevenson WG, Friedman PL, Kocovic D, Sager PT, Saxon LA, Pavri B. Radiofrequency catheter ablation of ventricular tachycardia after myocardial infarction. *Circulation*. 1998;98:308-14.
2. Soejima K, Suzuki M, Maisel WH, Bruckhorst CB, Delacretaz E, Blier L, et al. Catheter ablation in patients with multiple and unstable ventricular tachycardias after myocardial infarction: Short ablation lines guided by reentry circuit isthmuses and sinus rhythm mapping. *Circulation*. 2001;104:664-9.
3. Zeppenfeld K, Kies P, Wijffels MC, Bootsma M, Van Erven L, Schalij MJ. Identification of successful catheter ablation sites in patients with ventricular tachycardia based on electrogram characteristics during sinus rhythm. *Heart Rhythm*. 2005;2:940-50.
4. Verma A, Marrouche NF, Schweikert RA, Saliba W, Wazni O, Cummings J, et al. Relationship between successful ablation sites and the scar border zone defined by substrate mapping for ventricular tachycardia post-myocardial infarction. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2005;16:465-71.
5. Bruckhorst CB, Delacretaz E, Soejima K, Jackman WM, Nakagawa H, Kuck KH, et al. Ventricular mapping during atrial and right ventricular pacing relation of electrogram parameters to ventricular tachycardia reentry circuits after myocardial infarction. *J Interv Cardiac Electrophysiol*. 2004;11:183-91.
6. Marchlinski FE, Callans DJ, Gottlieb CD, Zado E. Linear ablation lesions for control of unmappable ventricular tachycardia in patients with ischemic and nonischemic cardiomyopathy. *Circulation*. 2000;101:1288-96.
7. Schwartzman D, Kuck KH. Anatomy-guided linear atrial lesions for radiofrequency catheter ablation of atrial fibrillation. *Pacing Clin Electrophysiol*. 1998;21:1959-78.
8. Schumacher B, Jung W, Lewalter T, Wolpert C, Lüderitz B. Verification of linear lesions using a noncontact multielectrode array catheter versus conventional contact mapping techniques. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 1999;10:791-8.
9. Taylor GW, Walcott GP, Hall JA, Bishop S, Kay GN, Ideker RE. High-resolution mapping and histologic examination of long radiofrequency lesions in canine atria. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 1999;10:1467-77.
10. Chorro FJ, Mainar L, Sanchis J, Cánoves J, Llavador E, Such LM, et al. Mapping of atrial activation patterns after inducing contiguous radiofrequency lesions: An experimental study. *Pacing Clin Electrophysiol*. 2001;24:147-56.
11. Chorro FJ, Mainar L, Cánoves J, Sanchis J, Such LM, Porres JC, et al. Características de los electrogramas auriculares registrados en las líneas de bloqueo producidas con radiofrecuencia en un modelo experimental. *Rev Esp Cardiol*. 2000;53:1596-606.
12. Azegami K, Satake S, Okishige K, Sasano T, Ohira H, Yamashita K. Monitoring the local electrogram at the ablation site during radiofrequency application for common atrial flutter. *Jpn Circ J*. 1998;62:559-64.
13. Delacretaz E, Soejima K, Bruckhorst CB, Maisel WH, Friedman PL, Stevenson WG. Assessment of radiofrequency ablation effect from unipolar pacing threshold. *Pacing Clin Electrophysiol*. 2003;26:1993-6.
14. Chorro FJ, Guerrero J, Cánoves J, Martínez-Sober M, Mainar L, Sanchis J, et al. Quantification of the modifications in the dominant frequency of ventricular fibrillation under conditions of ischemia and reperfusion: an experimental study. *Pacing Clin Electrophysiol*. 1998;21:1716-23.
15. Chorro FJ, Cánoves J, Guerrero J, Mainar L, Sanchis J, Such L, et al. Alteration of ventricular fibrillation by flecainide, verapamil and sotalol. An experimental study. *Circulation*. 2000;101:1606-15.
16. Chorro FJ, Guerrero J, Ferrero A, Tormos A, Mainar L, Millet J, et al. Effects of acute reduction of temperature on ventricular fibrillation activation patterns. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*. 2002;283:H2331-40.
17. Chorro FJ, Trapero I, Guerrero J, Such LM, Cánoves J, Mainar L, et al. Modification of ventricular fibrillation activation patterns induced by local stretching. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2005;16:1087-96.
18. Chorro FJ, Guerrero J, Trapero I, Such-Miquel L, Mainar L, Cánoves J, et al. Análisis tiempo-frecuencia de la fibrilación ventricular. Estudio experimental. *Rev Esp Cardiol*. 2006;59:869-78.
19. Chorro FJ, Guerrero J, Pelechano F, Trapero I, Mainar L, Cánoves J, et al. Influencia del tipo de registro (unipolar o bipolar) en las características espectrales de los registros epicárdicos de la fibrilación ventricular. Estudio experimental. *Rev Esp Cardiol*. 2007;60:1059-69.
20. Ryu K, Shroff SC, Sahadevan J, Martovitz NL, Khrestian CM, Stambler BS. Mapping of atrial activation during sustained atrial fibrillation in dogs with rapid ventricular pacing induced heart failure: Evidence for a role of driver regions. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2005;16:1348-58.
21. Lin YJ, Tai CT, Kao T, Tso HW, Higa S, Tsao HM, et al. Frequency analysis in different types of paroxysmal atrial fibrillation. *J Am Coll Cardiol*. 2006;47:1408-9.
22. Oppenheim A, Schaffer R. Digital signal processing. Englewood Cliffs: Prentice Hall; 1975.
23. Huang SK, Bharati S, Lev M, Marcus FI. Electrophysiologic and histologic observations of chronic atrioventricular block induced by closed-chest catheter desiccation with radiofrequency energy. *Pacing Clinical Electrophysiol*. 1987;10:805-16.
24. Lopez Merino V, Chorro FJ, Sanchis J, García Civera R, Such L, Camaño A, et al. Induction of complete AV block in dogs by transcatheter ablation using high-frequency current: An alternative to direct current high energy shock. *Eur Heart J*. 1989;10:113-9.
25. Wu CC, Fasciano RW, Calkins H, Tung L. Sequential changes in action potential of rabbit epicardium during and following radiofrequency ablation. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 1999;10:1252-61.
26. Franz MR, Sharkey H, Edwards S, Scheinman MM. Real-time monitoring of radiofrequency-induced myocardial lesions by simultaneous recording of monophasic action potentials. En: Franz MR, editor. Monophasic action potentials: bridging cell and bedside. Armonk: Futura; 2000. p. 807-21.
27. Haines DE, Watson DD. Tissue heating during radiofrequency catheter ablation: A thermodynamic model and observations in isolated perfused and superfused canine right ventricular free wall. *Pacing Clin Electrophysiol*. 1989;12:962-76.
28. Nath S, Haines DE. Biophysics and pathology of catheter energy delivery systems. *Prog Cardiovasc Dis*. 1995;37:185-204.
29. Cinca J, Tapias A, Carreño A, Warren M, Mont L, Blanch P, et al. Local repolarization abnormalities induced by transcatheter radiofrequency ablation in pigs. *Pacing Clin Electrophysiol*. 1997;20:1952-60.
30. Reddy VY, Wroblewski D, Houghtaling C, Josephson ME, Ruskin JN. Combined epicardial and endocardial electroanatomic mapping in a porcine model of healed myocardial infarction. *Circulation*. 2003;107:3236-42.
31. Fuchs S, Kornowski R. Correlation between endocardial voltage mapping and myocardial perfusion: implications for the assessment of myocardial ischemia. *Coronary Artery Disease*. 2005;16:163-7.

32. Harada T, Stevenson WG, Kocovic DZ, Friedman PL. Catheter ablation of ventricular tachycardia after myocardial infarction: Relation of endocardial sinus rhythm late potentials to the reentry circuit. *J Am Coll Cardiol.* 1997;30:1015-23.
33. Thiagalingam A, Wallace EM, Campbell CR, Boyd AC, Eipper VE, Bit K, et al. Value of noncontact mapping for identifying left ventricular scar in an ovine model. *Circulation.* 2004;110: 3175-80.
34. Keck A, Hertting K, Schwartz Y, Kitzing R, Weber M, Leisner B, et al. Electromechanical mapping for determination of myocardial contractility and viability: a comparison with echocardiography, myocardial single-photon emission computed tomography, and positron emission tomography. *J Am Coll Cardiol.* 2002;40:1067-74.
35. Wolf T, Gepstein L, Dror U, Hayam G, Shofti R, Zaretzky A, et al. Detailed endocardial mapping accurately predicts the transmural extent of myocardial infarction. *J Am Coll Cardiol.* 2001;37:1590-7.
36. Wroblewski D, Houghtaling C, Josephson ME, Ruskin JN, Reddy VY. Use of electrogram characteristics during sinus rhythm to delineate the endocardial scar in a porcine model of healed myocardial infarction. *J Cardiovasc Electrophysiol.* 2003;14:524-9.