

Resumen

Se ha demostrado que aquellos individuos que han sufrido un infarto de miocardio (IM) tienen una alta probabilidad de desarrollar arritmias ventriculares malignas y/o muerte súbita cardíaca. Las anomalías de la conducción que aparecen en la región de cicatrizado del miocardio se reflejan en el electrocardiograma (ECG) como fragmentaciones del complejo QRS (fQRS), que no siempre son posibles de detectar visualmente.

Hay pocas técnicas no invasivas para capturar dichas inestabilidades eléctricas en el caso en que los pacientes no presenten taquicardia o fibrilación ventricular (VT/VF). Los mismos son potencialmente riesgosos y pueden desarrollar la arritmia inesperadamente.

Por ello, hemos evaluado la señal del ECG a partir de su entropía normalizada (\mathcal{H}) y la complejidad wavelet (\mathcal{C}) de complejos QRS, utilizando la transformada wavelet continua, como un método eficaz para cuantificar alteraciones anormales en la actividad eléctrica cardíaca en pacientes post IM.

Definiciones

Una **familia wavelet** $\psi_{a,b}$ es un conjunto de funciones

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad a, b \in \mathbb{R}, a \neq 0 \quad (1)$$

donde a y b son los parámetros de escala y traslación respectivamente, y ψ es la función *wavelet madre*.

La **Transformada Wavelet Continua (CWT)** de una señal $s(t) \in L^2(\mathbb{R})$ se define como

$$W_{\psi}s(a, b) = \langle s, \psi_{a,b} \rangle = \int_{-\infty}^{\infty} s(t) \overline{\psi_{a,b}(t)} dt \quad (2)$$

Se obtiene la siguiente representación wavelet:

$$s(t) = \sum_j \sum_k c_j(k) \psi_{j,k}(t) \quad (3)$$

donde j y k corresponden a valores discretos de a y b respectivamente.

Si la familia $\{\psi_{j,k}(t)\}$ es una base ortonormal de $L^2(\mathbb{R})$, los coeficientes wavelet en Eq.(3) están dados por $c_j(k) = \langle s, \psi_{j,k} \rangle$. En cada nivel de resolución j , la **energía wavelet** de la señal de longitud K es

$$E_j = \sum_{k=0}^{K-1} |c_j(k)|^2 \quad (4)$$

y la **energía wavelet total** se obtiene como

$$E_{\text{tot}} = \sum_j E_j. \quad (5)$$

Finalmente, la **energía wavelet relativa** se define, para cada j , como

$$\rho_j = E_j / E_{\text{tot}}. \quad (6)$$

ρ_j permite definir una distribución de probabilidad de la energía.

Cuantificadores basados en la energía wavelet relativa

La **Entropía Wavelet de Shannon** se define como

$$S[P] = - \sum_j \rho_j \ln(\rho_j). \quad (7)$$

La **Entropía Wavelet Normalizada** está dada por

$$\mathcal{H}[P] = \frac{S[P]}{S_{\text{max}}} \quad (8)$$

donde $S_{\text{max}} = \ln(J)$, $j = 1, \dots, J$ niveles de resolución.

La **Complejidad Wavelet** está definida por

$$\mathcal{C}[P] = \mathcal{Q}[P] \mathcal{H}[P] \quad (9)$$

con $\mathcal{Q}[P]$ la *distancia de desequilibrio* dada por

$$\mathcal{Q}[P] = \mathcal{Q}_0 \mathcal{D}[P, P_e] \quad 0 \leq \mathcal{Q} \leq 1 \quad (10)$$

donde \mathcal{Q}_0 es una constante de normalización y $\mathcal{D}[P, P_e]$ es la distancia proporcionada por la divergencia de Jensen entre la distribución de probabilidad P y la uniforme P_e .

Implementación de la entropía y la complejidad

Utilizamos la base de datos de ECG *Physikalisch Technische Bundesanstalt* (PTB) que incluye los registros de 12 derivaciones de ECG estándar de 52 sujetos sanos y 148 pacientes con IM sin VT/VF.

Para cada sujeto y derivación, y para cada $n = 1, \dots, N$ latidos, se calcularon mediante la CWT los coeficientes $c_j(k)$, $k = 0, \dots, K-1$. Elegimos la Daubechies de orden 6 como wavelet madre porque se adapta a la morfología del complejo QRS. Se consideraron las primeras 16 escalas que cubren un ancho de banda de 32 – 500 Hz, donde se encuentran los contenidos de interés de alta frecuencia relacionados con el IM. Luego, se calcularon la entropía wavelet normalizada y la complejidad wavelet. Para representar un cuantificador único para cada derivación, obtuvimos los valores medios

$$\bar{\mathcal{H}} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \mathcal{H}(n) \quad (11)$$

$$\bar{\mathcal{C}} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \mathcal{C}(n). \quad (12)$$

Resultados

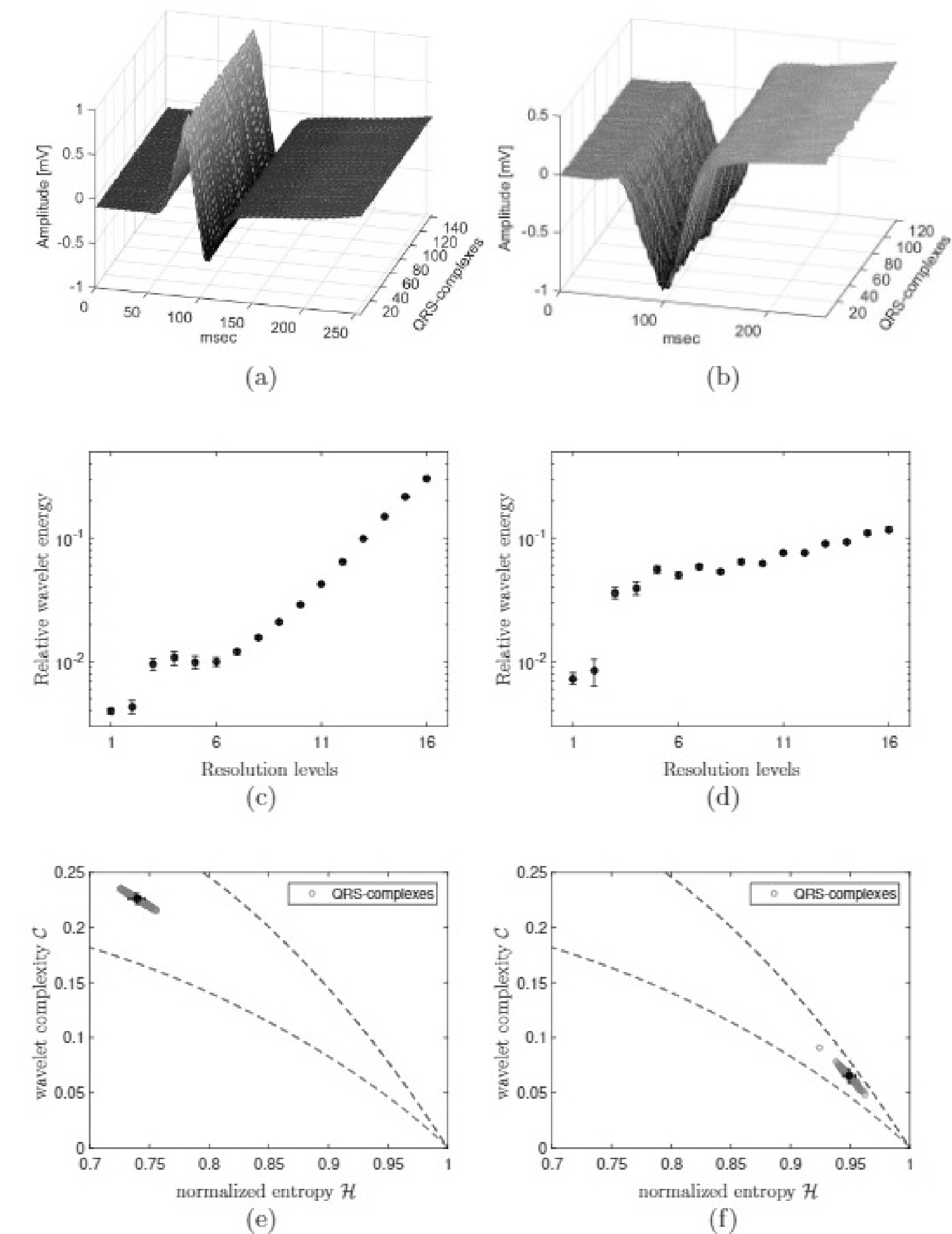


Figura 1: Ejemplo de un sujeto sano (izquierda) y un paciente con IM (derecha), derivación V4. (a) y (b) muestran los complejos QRS alineados. (c) y (d) muestran la energía wavelet relativa para cada nivel de resolución (media \pm D). En (e) y (f) se grafican los planos $\mathcal{H}\mathcal{C}$ para cada complejo QRS (círculos grises) incluyendo $\bar{\mathcal{H}}$ y $\bar{\mathcal{C}}$ (marca \bullet) con su correspondiente SD. \mathcal{C}_{min} y \mathcal{C}_{max} se grafican en líneas punteadas.

Conclusiones

El análisis del rango de frecuencias altas con la metodología propuesta permite detectar la presencia de las fQRS. Estas fragmentaciones tienen un comportamiento aleatorio, que se refleja con valores mayores de entropía y menores de complejidad en los pacientes con IM. Estos cuantificadores brindan una nueva perspectiva para el análisis de inestabilidades eléctricas en pacientes que no han sufrido VT/VF después de un IM.

Referencias

- [1] A. BOGGERS, Y F. NARCOWICH, *A First Course in Wavelets with Fourier Analysis*, 2nd Edition, 2009.
- [2] J.P. MARTÍNEZ, R.A. SALVADOR OLMOs, A.P. ROCHA, Y P. LAGUNA, *A Wavelet-Based ECG Delineator: Evaluation on Standard Databases*, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 51. 2004.
- [3] E.R. VALVERDE, Y P.D. ARINI, *Assessment of delayed ventricular activation after myocardial infarction*, Biomedical Signal Processing and Control, 48 161–170, 2019.