

Análisis de marcadores de riesgo derivados del electrocardiograma en pacientes de cardiomiopatía hipertrófica

Inés Noguero-Soler¹, Esther Pueyo^{1,2}, Pablo Revilla-Martí³, Javier Ramos-Maqueda³, Ana Mincholé^{1,2}

¹ BSICoS, I3A, IIS Aragón, Universidad de Zaragoza, Zaragoza, España
Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A)
Universidad de Zaragoza, Mariano Esquillor s/n, 50018, Zaragoza, España.
Tel. +34-976762707, e-mail: inoguero@unizar.es

² CIBER en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN), España

³ Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa, Zaragoza, España

Resumen

Se analizan y muestran las diferencias en la morfología de señales ambulatorias de electrocardiograma (ECG) en pacientes de cardiomiopatía hipertrófica (HCM) en busca de potenciales marcadores de estratificación de riesgo.

Introducción

La HCM consiste en un engrosamiento de la pared ventricular izquierda no explicada por causas secundarias y supone la principal causa de muerte súbita cardíaca en adultos menores de 35 años. La estratificación de riesgo en esta patología sigue siendo un reto en la práctica clínica y en las últimas guías clínicas internacionales no se incluyen marcadores de ECG. Este trabajo tiene como objetivo mejorar la evaluación del riesgo en pacientes con HCM, analizando marcadores basados en señales ECG de Holter de 24 horas.

Datos

Se analizan 91 señales de Holter de 24 horas de dos derivaciones (pseudo V5 y aVF) de pacientes diagnosticados con HCM en el Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. De forma retrospectiva, los pacientes se clasifican en función de su riesgo arrítmico en tres grupos: asintomáticos (n=63), aquellos que sufrieron un evento posterior al registro Holter (n=8) y aquellos que sufrieron un evento posterior al registro Holter (n=20). Se define un evento como un síncope o taquicardias ventriculares no sostenidas.

Preprocesado

Las señales se someten a un filtrado de interferencia eléctrica, un filtrado paso bajo y eliminación de la

línea de base. Los segmentos de señal de mala calidad fueron identificados mediante métodos basados en el cálculo de la desviación estándar y eliminados posteriormente del análisis.

Cómputo del latido mediano

Se emplea un delineador basado en las transformadas wavelet [1] para identificar los picos (fiduciales) correspondientes a los complejos QRS, ondas T, y sus inicios y finales correspondientes. Se calculan los intervalos RR como la diferencia entre latidos consecutivos, concretamente, entre los puntos fiduciales de sus complejos QRS. Por cada hora, se seleccionan los 15 minutos de señal con la serie temporal de RR más estable y se calcula el latido mediano, rechazando aquellos latidos con un coeficiente de correlación de Pearson menor de 0.95 en relación a un latido mediano preliminar. De esta forma, se obtienen por cada paciente 24 latidos medianos, representativos de cada hora, en las dos derivaciones.

Marcadores ECG

En este trabajo se analizan los siguientes marcadores de ECG: anchura del complejo QRS (QRS_w), intervalo QT corregido (QT_c) y ratio QRS (QRS_r).

QRS_w se calcula como la diferencia temporal entre el final y el inicio del QRS. El intervalo QT se calcula como la diferencia entre el inicio del complejo QRS y el final de la onda T. Para evaluar la dependencia del intervalo QT con el ritmo cardíaco, se ajusta un modelo parabólico para cada paciente utilizando los valores de QT y RR obtenidos en todas las horas del Holter [2]. Después, se corrige el QT de cada latido mediano por los efectos del intervalo RR usando el modelo de regresión mencionado, obteniendo así un valor de QT_c .

Para caracterizar la morfología del QRS, se propone un marcador (QRSr) basado en la relación entre las áreas positivas y negativas del complejo QRS que oscila entre 1 (onda predominantemente positiva) y -1 (onda predominantemente negativa).

Se realiza un análisis general, donde se toma la mediana de los 24 latidos medianos de cada paciente. Para evaluar el cambio entre día y la noche se selecciona la forma de onda más representativa de cada periodo (de las 12 a las 23 horas para el día y de las 0 a las 6 horas para la noche) y se calcula la diferencia día-noche.

Análisis estadístico

Para evaluar si existen diferencias significativas entre grupos, se emplea el test de Mann-Whitney no pareado. Para comparar entre diferentes horas del mismo paciente se emplea el test con signo de Wilcoxon.

Resultados y discusión

Marcadores de la despolarización

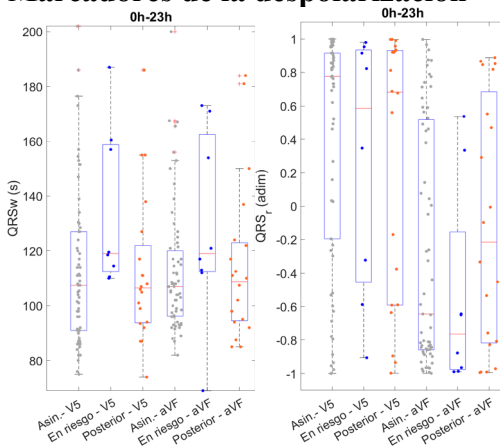


Figura 1. Marcadores medios de despolarización. a) QRS_w, b) QRS_r

La Figura 1.a. muestra QRS_w en las 24h para los pacientes separados en los tres grupos. Se observa que la duración de los complejos QRS es significativamente mayor en aquellos pacientes que van a sufrir un evento arrítmico en comparación con los pacientes asintomáticos (p=0.02) y los pacientes que ya han sufrido el evento (p=0.02). Con respecto al marcador QRS_r (Figura 1.b.), los pacientes en riesgo de sufrir un evento arrítmico muestran diferencias entre día y noche consistentes, volviéndose el complejo más negativo durante el día.

Marcador de la repolarización

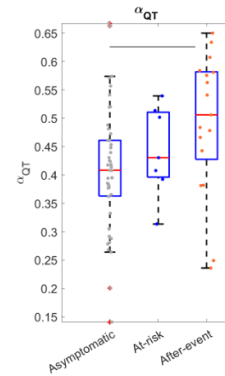


Figura 2. Dependencia de QT con RR en cada grupo.

En nuestra muestra, no se observaron diferencias significativas en los valores de QT_c entre los distintos grupos. Sin embargo, sí que existe una tendencia al alza con respecto a la pendiente del modelo parabólico (α_{QT} , Figura 2) entre los pacientes asintomáticos y los que han sufrido un evento. Nuestros resultados sugieren que la dependencia del intervalo QT respecto al RR es más pronunciada en los pacientes en riesgo.

Conclusiones

En este trabajo se observan diferencias significativas en la duración del complejo QRS entre los distintos grupos de riesgo, lo que sugiere una menor velocidad de conducción en los pacientes en riesgo.

Al evaluar la morfología de los complejos QRS a través del marcador QRS_r se observa que los pacientes en riesgo sufren consistentemente un cambio hacia morfologías más negativas durante el día en comparación a la noche.

REFERENCIAS

- [1]. MARTÍNEZ, J.P., ALMEIDA, R., OLMOS, S., ROCHA, A.P., and LAGUNA, P. A Wavelet-Based ECG Delineator: Evaluation on Standard Databases. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2004, 51, 570-581. Available from: doi:10.1109/TBME.2003.821031.
- [2]. PUEYO, E., SMETANA, P., CAMINAL, P., DE LUNA, A.B., MALIK, M., and LAGUNA, P. Characterization of QT interval adaptation to RR interval changes and its use as a risk-stratifier of arrhythmic mortality in amiodarone-treated survivors of acute myocardial infarction. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2004, 51(9), 1511-1520. Available from: doi:10.1109/TBME.2004.828050.