

Mejora de la delineación del intervalo QT en señales ECG grabadas durante prueba de esfuerzo

Cristina Pérez¹, Esther Pueyo^{1,2}, Juan Pablo Martínez^{1,2}, Pablo Laguna^{1,2}

¹ Afiliación: Biomedical Signal Interpretation and Computational Simulation (BSICoS)

Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A)

Universidad de Zaragoza, Mariano Esquillor s/n, 50018, Zaragoza, Spain.

Tel. +34-976762707, e-mail: cperez@unizar.es

²Afiliación: CIBER-Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER BBN)

Resumen

Se pretende mejorar la detección del final de la onda T (T_e) de la señal de electrocardiograma (ECG) grabada durante prueba de esfuerzo. Así, los puntos T_e se calculan en la primera derivación transformada de los métodos PCA y π CA, y se comparan con los extraídos directamente del ECG.

Motivación

Las pruebas de esfuerzo son una herramienta rutinaria para evaluar posible riesgo de desencadenar problemas cardíacos debido a una obstrucción en las arterias coronarias (CAD). Actualmente, se investiga sobre posibles marcadores de riesgo relacionados con ondas y/o intervalos característicos de la señal de electrocardiograma (ECG), como son la variación del ritmo cardíaco (HR) y el intervalo QT. Se conoce que el tiempo de adaptación del intervalo QT a cambios bruscos del HR es un marcador de riesgo arrítmico [1][2]. Producir cambios bruscos en HR para medir ese retardo no es sencillo en registros Holter, por ello se está evaluando si medirlo en señales tipo rampa proporcionaría la misma información clínica [3]. Sin embargo, las señales de ECG grabadas durante prueba de esfuerzo son demasiado ruidosas y variantes, complicando la detección del final de la onda T (T_e) y con ello el cálculo del intervalo QT.

Métodos

Datos y pre-procesado de señal

Se han evaluado 441 señales de ECG registradas durante prueba de esfuerzo realizada en *Tampere University Hospital* (Finlandia), las cuales contienen las 8 derivaciones I, II, V1-V6.

En primer lugar, se realiza un pre-procesado para eliminar ruido y artefactos de alta frecuencia, empleando un filtro Butterworth paso bajo; y para eliminar la interferencia de bajas frecuencias, aplicando una interpolación tipo spline usando la línea de base [4]. En segundo lugar, se aplica un

detector de picos, inicios y finales de ondas [5] a lo largo de las 8 derivaciones para extraer el inicio del complejo QRS (QRS_o) y el final de la onda T (T_e). Así, se puede extraer la serie QT ($QT = T_e - QRS_o$) usando las 8 derivaciones ($MLeads$).

Transformación de señal

Se desea enfatizar la onda T para mejorar la detección de T_e . Para ello, se utilizan las técnicas de reducción de dimensiones PCA y π CA, de tal forma que, aplicando el mismo detector que en el apartado anterior sobre la primera derivación transformada (TL1), se mejore la detección del punto T_e .

Las derivaciones transformadas (\mathbb{Y}) se calculan a partir de la matriz de información (\mathbb{X}) y la matriz de transformación (Ψ), distinta para cada método:

$$\mathbb{Y} = \Psi^T \mathbb{X}$$

La matriz \mathbb{X} está formada por muestras que corresponden únicamente al segmento ST (es decir, desde el final del complejo QRS hasta el final de la onda T). La delimitación de este segmento va variando según el valor de HR. Concretamente, los puntos T_e se extraen de la TL1 de 6 métodos basados en las dos técnicas:

- π CA: periodicidad 1-latido y la matrix Ψ se recalcula en cada ventana de 150s.
- π CA_e: la matrix Ψ se recalcula en cada ventana de 150s, usando un promedio de periodicidad 1-latido, 2-latidos y 3-latidos.
- π CA_o: la matrix Ψ se calcula en la primera ventana de 120s, y con periodicidad 1-latido.
- π CA_{o,e}: la matrix Ψ se calcula en la primera ventana de 120s, usando un promedio de periodicidad 1-latido, 2-latidos y 3-latidos.
- PCA: la matrix Ψ se recalcula en cada ventana de 150s.
- PCA_o: la matrix Ψ se calcula en la primera ventana de 120s.

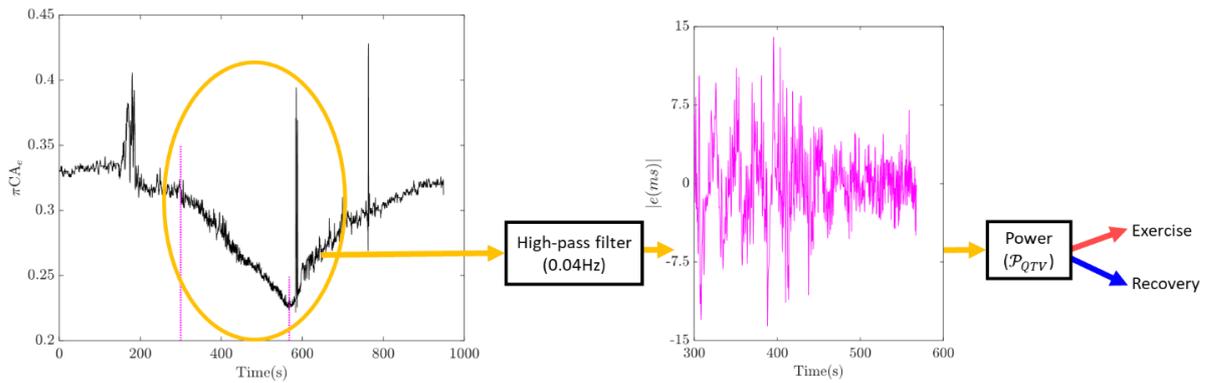


Figura 1. Esquema de cómo se calcula la potencia de la variabilidad de la serie QT mediante la aplicación de un filtro paso alto.

De modo que se calcula la serie QT para cada uno de estos métodos, siendo los puntos QRS₀ comunes en todos. Para poder comparar la actuación de cada método, se calcula la potencia de la variabilidad de la serie QT en la zona de ejercicio (P_{QTV-e}) y la zona de recuperación (P_{QTV-r}) de forma independiente. Para ello, se pasa la serie QT por un filtro paso alto, de frecuencia de corte 0.04Hz, y se calcula la potencia de la salida, P_{QTV} (Ver Fig.1). Esta potencia es reflejo de la variación natural de QT más aquella derivada de errores en la detección del punto T_e.

menor P_{QTV} que si se extrae el punto T_e directamente de las 8 derivaciones. Los métodos basados en πCA son los que mejor rendimiento ofrecen, ya que el valor mínimo de P_{QTV-e} se obtiene con πCA_e ($P_{QTV-e} = 364.8ms^2$, frente a $P_{QTV-e} = 604.2ms^2$ obtenido con PCA y $P_{QTV-e} = 845.2ms^2$ obtenido con MLeads). Así, el valor mínimo de P_{QTV-r} se alcanza con πCA ($P_{QTV-r} = 196.9ms^2$, frente a $P_{QTV-r} = 273.8ms^2$ de PCA y $P_{QTV-r} = 424.7ms^2$ de MLeads). Esto se debe a que PCA usa la energía de la información aportada, mientras que πCA la periodicidad, evitando así que el ruido que pueda permanecer tras el pre-procesado también se enfatice. Además, se observa que entre las distintas definiciones de πCA los resultados son muy parecidos (p -valor > 0.05), aunque los mejores valores P_{QTV-e} y P_{QTV-r} se consiguen con πCA_e . De igual modo, no existen diferencias significativas entre ambos métodos basados en PCA.

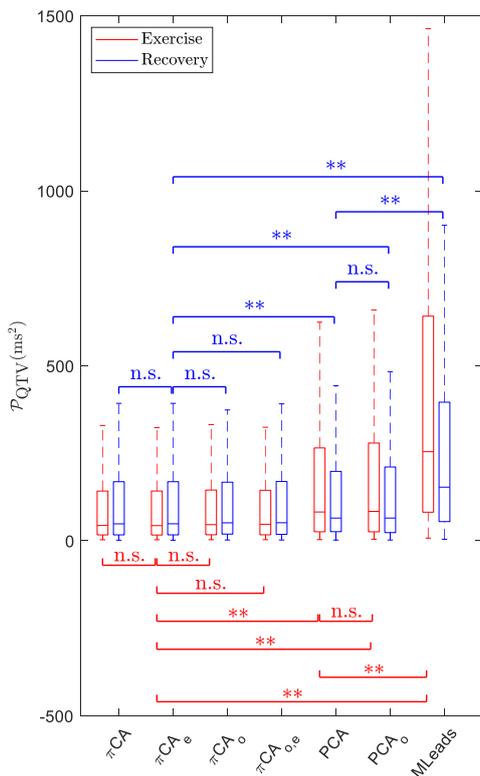


Figura 2. Diagrama de cajas de la potencia de la variabilidad de la serie QT para cada método.

Resultados y Conclusiones

Observando la Fig.2 podemos ver que ambos métodos de reducción de dimensiones ofrecen una

REFERENCIAS

- [1]. PUEYO, Esther, et al. 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.
- [2]. PUEYO, Esther, et al. Mechanisms of ventricular rate adaptation as a predictor of arrhythmic risk. American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology, 2010.
- [3]. PÉREZ, Cristina, et al. Characterization of Impaired Ventricular Repolarization by Quantification of QT Delayed Response to Heart Rate Changes in Stress Test. En 2020 Computing in Cardiology. IEEE, 2020.
- [4]. BAILÓN, R., et al. Coronary artery disease diagnosis based on exercise electrocardiogram indexes from repolarisation, depolarisation and heart rate variability. Medical and Biological Engineering and Computing, 2003.
- [5]. MARTÍNEZ, Juan Pablo, et al. A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases. IEEE Transactions on biomedical engineering, 2004.