

Análisis de la repolarización ventricular en prueba de esfuerzo mediante KLT con escalado temporal

Carmen Matés Valdivielso, Juan Pablo Martínez Cortés, Salvador Olmos Gassó

Grupo de Tecnologías de las Comunicaciones, Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón
Universidad de Zaragoza, María de Luna, 3, 50018 Zaragoza, España
e-mail: {jpmart,olmos}@unizar.es

Resumen

La transformada de Karhunen-Loève (KLT) se ha aplicado en la literatura para caracterizar la repolarización ventricular en la señal electrocardiográfica (ECG). En la prueba de esfuerzo, las alteraciones del ritmo cardiaco producen variaciones en la duración de la onda T, difíciles de modelar por una única expansión lineal. En este trabajo se propone la utilización de un diccionario de bases de KLT con escalado temporal que abarca todo el rango de duraciones de la onda T durante la prueba de esfuerzo. Además se propone alinear para cada latido las funciones base con el complejo ST-T analizado con un criterio de maximizar la energía representada en el subespacio. Estos dos nuevos grados de libertad en las expansiones lineales (factor de escalado y alineamiento) logran mejorar la tasa de representación de energía, especialmente en las zonas de pico de esfuerzo.

1. Introducción

El ejercicio es un esfuerzo fisiológico común usado para extraer información de anomalías cardiovasculares no presentes en reposo y para determinar la suficiencia de la función cardiaca [1]. La electrocardiografía de ejercicio es una de las formas no invasivas más frecuentes usadas para estudiar pacientes que tienen o podrían tener enfermedades cardiovasculares. La prueba se usa principalmente para estimar el diagnóstico y determinar la capacidad funcional, la probabilidad e importancia de la enfermedad arterial coronaria, y los efectos de la terapia [1].

Una característica importante y diferenciadora del electrocardiograma (ECG) en prueba de esfuerzo es que, como resultado del ejercicio, el ritmo cardiaco sufre una variación considerable durante su realización. Y una de las alteraciones más evidentes que produce esta variación en el ECG es la modificación en la duración de la onda T. Otra característica de la señal ECG en prueba de esfuerzo es el elevado nivel de ruido con que se encuentra contaminada. La medida de parámetros puntuales, como el nivel ST, puede verse altamente afectada por este ruido. Para solventar este problema se han propuesto varias técnicas de filtrado (usualmente promediados) y estimación robusta [2]. Por otra parte, las expansiones lineales son un método muy

extendido para caracterizar las formas de onda del ECG. En concreto la transformada Karhunen-Loève (KLT) es óptima desde el punto de vista de compresión de energía [3], y se ha aplicado en compresión de datos, filtrado y monitorización de isquemia. De hecho las expansiones lineales truncadas se pueden interpretar como un filtro lineal variante en el tiempo adaptado a las formas de onda incluidas en un entrenamiento previo.

Sin embargo, los cambios de ritmo de la señal pueden ser una limitación para las expansiones ortogonales con base fija. La solución histórica para enfrentarse a estos cambios que el ritmo produce en la duración del intervalo QT es aplicar correcciones temporales basadas en el ritmo cardiaco, como la fórmula de Bazett. Esta corrección es ampliamente utilizada en la literatura aunque no está libre de una controversia, especialmente para ritmos cardíacos elevados y su carácter universal para todo tipo de paciente. En este trabajo se propone aplicar un escalado temporal determinado de forma independiente para cada latido con el objetivo de maximizar la representación de energía de la morfología del complejo ST-T.

2. Materiales y Métodos

Para el desarrollo de este estudio se hace uso de dos bases de datos. La primera sirve de entrenamiento para estimar las bases de la KLT del complejo ST-T y está formada por registros ECG. La segunda base de datos sirve para la evaluación del método y consta de ECGs durante prueba de esfuerzo.

La base de datos de ECG en reposo contiene 114 registros de 5 min. de duración, incluyendo sujetos normales y pacientes con infarto de miocardio previo. La frecuencia de muestreo es de 1000 Hz y resolución en amplitud de $0.6\mu\text{V}$.

La base de prueba de esfuerzo contiene registros de 168 pacientes, de los que 57 son voluntarios sanos de la Academia General Militar de Zaragoza. Los registros, con las derivaciones estándar (V1, V3-V6, I, II, III, aVR, aVL y aVF) y RV4 se grabaron en el Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa de Zaragoza, a 1kHz de frecuencia de muestreo y resolución en amplitud de $0.6\mu\text{V}$. La derivación estándar clásica V2 se sustituyó por la derivación RV4 para que se pudiera extraer más

información de la parte derecha del corazón, aumentando el valor diagnóstico del test [4].

2.1 Preprocesado

Uno de los problemas más importantes que presenta la señal ECG en prueba de esfuerzo es el elevado nivel de ruido, especialmente importante en el pico de esfuerzo, originado por la actividad muscular del sujeto, movimiento y respiración durante el esfuerzo. Por este motivo se hace imprescindible un preprocesado que reduzca el ruido en lo posible. Para estimar y cancelar la línea de base se utiliza un filtrado paso alto (frecuencia de corte 0.5 Hz) sobre la señal diezmada a 100 Hz. A continuación se aplica un detector de QRS con clasificación de morfología (Aristotle [5]). El inicio del complejo ST-T, denotado como ST_{ini} , se define a partir de la posición del complejo QRS como

$$ST_{ini}(i) = QRS(i) + 40(ms) + 1.2\sqrt{RR(i)}, \quad (1)$$

donde $RR(i)$ denota el intervalo RR en unidades de ms. El final del complejo ST-T, $ST_{end}(i)$, se referencia con respecto al QRS del latido siguiente con una cantidad del que depende de la frecuencia cardiaca,

$$ST_{end}(i) = QRS(i+1) - del(i) \quad (2)$$

donde

$$del = \begin{cases} 250 ms & RR > 600 ms \\ 90 + \frac{RR - 300}{300} 160 ms & 300 \leq RR \leq 600 ms \\ 90 ms & RR < 300 ms \end{cases} \quad (3)$$

Finalmente se aplica un filtro FIR paso bajo de frecuencia de corte 40 Hz a cada complejo ST-T para atenuar las componentes de ruido fuera de la banda frecuencial de la repolarización.

2.2 Base de KLT

Cada complejo ST-T se denota como un vector x , cuyas N componentes están formadas por las amplitudes ordenadas en tiempo. La KLT es una transformación rotacional de cada vector en un nuevo vector de características (los coeficientes de KLT). La base de la transformación está formada por los autovectores dominantes de la matriz de covarianza de la señal. Las componentes del vector característico asociadas a los autovectores dominantes representan casi toda la energía de la señal [3].

La obtención de las funciones base de la KLT comienza por la estimación de la matriz de covarianza C de los vectores de la base de entrenamiento, $C = E\{(x - m)(x - m)^T\}$, donde m es el vector medio del conjunto de vectores x de entrenamiento. Los vectores propios ortogonales de C son las funciones base de la KLT. Las funciones base correspondientes se ordenan en función de su poder de representación, que está cuantificado por su valor propio asociado (número real y positivo). La función base dominante, correspondiente al valor propio máximo, contiene la forma de onda que mejor puede representar, en sentido de energía, un vector arbitrario de la base de entrenamiento; la siguiente forma de onda está representada

por el vector propio, ortogonal al anterior, que mejor representa el error residual obtenido después de ajustar la primera función, y así sucesivamente.

En este trabajo la generación de la base de KLT se ha llevado a cabo a partir de un conjunto de un total de 961 complejos ST-T extraídos de la base de datos de entrenamiento descrita anteriormente. En esta base de datos no había variaciones significativas de ritmo cardíaco y la relación señal a ruido de los registros era muy buena, por lo que la estimación de los vectores propios dominantes no está afectada por la presencia de ruido, tal y como se aprecia en la figura 1.

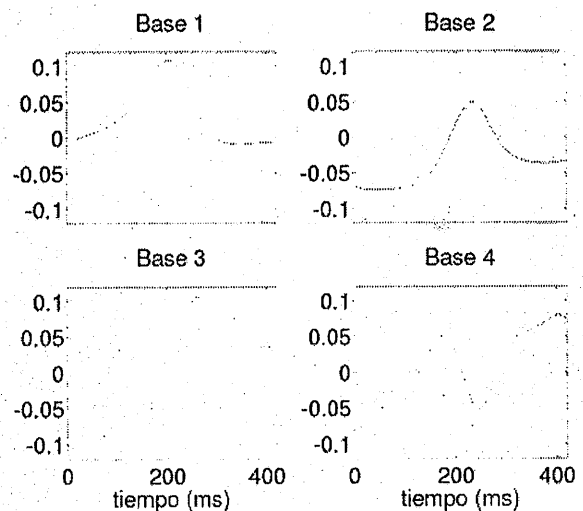


Fig. 1. Primeras funciones base de KLT del complejo ST-T en el conjunto de entrenamiento.

2.3 Generación de diccionario de base de KLT

A partir de la base calculada en reposo, y por un sencillo método de diezrado e interpolación se desarrolla un diccionario de 9 bases de KLT de longitud uniformemente distribuida entre 2/10 de la longitud de la base adaptada al reposo y la longitud completa (420 ms). Por tanto, las longitudes de cada una de las bases del diccionario son 84 (base 1), 126, 168, 210, 252, 294, 336, 378 y 420 ms (base 9). Con este diccionario se logra abarcar el rango habitual de duraciones del complejo ST-T que se pueden encontrar durante la prueba de esfuerzo, desde reposo hasta pico de esfuerzo. Las bases se rellenan con ceros para alcanzar la longitud de la base más larga (420) y están alineadas de forma que el máximo de la primera función base coincide en todas ellas.

2.4 Coeficientes de KLT con escalado temporal

En general, la representación de una señal en un conjunto sobrecompleto de funciones base no tiene una solución única. La propuesta de este trabajo se basa en la hipótesis que las variaciones de morfología producidas por el ritmo cardíaco se representan por la escala (índice del subespacio seleccionado dentro del diccionario) y que la morfología del complejo ST-T se puede caracterizar por las p primeras funciones base para un escalado dado. De esta forma, para cada latido se estima qué subespacio dentro del diccionario

proporciona una mejor representación de la señal en términos de energía, es decir

$$\arg \max_{i,\tau} \left\{ \left\| \phi_{i,\tau} x \right\|^2 \right\} \quad (4)$$

donde $\phi_{i,\tau}$ denota el operador proyección en el i -ésimo subespacio del diccionario con retardo τ . A diferencia de otros trabajos donde el criterio de alineamiento únicamente se basa en la localización del complejo QRS, en este trabajo se busca el retardo τ entre funciones base y el complejo ST-T que maximiza la energía representada en el subespacio. Con ello se intenta incluir un parámetro en el modelo de señal que contemple el hecho constatado que la frecuencia cardíaca se acerca hacia el complejo QRS para ritmos cardíacos elevados.

Una vez escogidos el índice del subespacio y el retardo τ óptimos, los coeficientes se calculan de forma habitual como producto escalar

$$w = T_{i,\tau}^T x, \quad (5)$$

donde $T_{i,\tau}$ la matriz formada por las p funciones base que pertenecen al subespacio i -ésimo con retardo τ . También es posible utilizar algoritmos de estimación adaptativa para reducir el nivel de ruido [6]. La señal reconstruida se define como

$$\hat{x} = Tw = T T_{i,\tau}^T x. \quad (6)$$

3. Resultados y discusión

En este trabajo se ha escogido $p=3$ funciones base en las expansiones lineales para la representación de los complejos ST-T. Para dicho valor se comparan las prestaciones obtenidas con las siguientes tres técnicas de subespacios:

- T1: KLT fija y alineamiento con complejo QRS,
- T2: KLT fija y con alineamiento en complejo ST-T y
- T3: KLT con escalado temporal y alineamiento ST-T.

Las prestaciones se cuantificaron como el porcentaje de energía representada en cada complejo ST-T después del preprocesado (cancelación de línea de base y filtrado paso bajo), distinguiendo tres zonas diferentes (de duración 10 latidos) dentro de la prueba de esfuerzo: reposo (Erep), pico de esfuerzo (Epic), definido como instante de ritmo cardíaco máximo después de un filtrado de mediana y zona intermedia (Epmid) definida como instante temporal medio entre reposo y pico de esfuerzo. Además se calculó el porcentaje de energía en todos los latidos de la prueba de esfuerzo (Eglob). En la tabla 1 se recogen los valores medios de dichos parámetros en los 168 pacientes de la base de datos de test.

Técnica	Erep	Epic	Epmid	Eglob
T1	86,2	65,4	73,6	72,9
T2	92,1	83,9	85,5	88,0
T3	94,7	92,1	92,7	93,8

Tabla 1 Tasa de representación de energía en %.

En la tabla 1 se observa que tanto las técnicas T1 como T2 presentan una degradación de prestaciones al pasar de reposo a la zona media de la prueba de esfuerzo y especialmente el pico de esfuerzo, mientras que la técnica T3 presentó variaciones más leves. Es de notar que en la zona media de la prueba de esfuerzo y especialmente en el pico de esfuerzo el nivel de ruido es mayor, por lo que es natural una reducción del nivel de energía representado por todas las técnicas. Ahora bien, bajo la hipótesis de que la señal después de ser preprocesada es la de interés, la técnica T3 presenta un mejor comportamiento. En el futuro se ensayarán otras técnicas de preprocesado más robustas para la eliminación de ruido en la prueba de esfuerzo, como las utilizadas en [4]. También se observó que en los sujetos que tuvieron una menor excursión de la frecuencia cardíaca, debido a su menor capacidad de respuesta, las diferencias entre las técnicas fue menor.

En la figura 2 se muestra un ejemplo gráfico donde se representa las series temporales de frecuencia cardíaca, tasa de representación de energía y finalmente el índice de subespacio seleccionado dentro del diccionario para un ejemplo concreto.

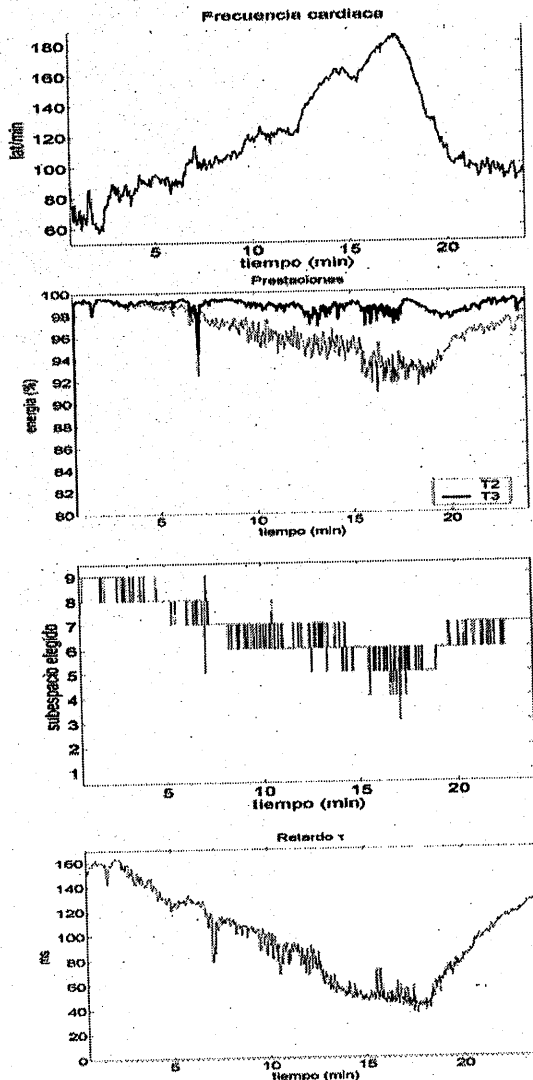


Fig.2 Ejemplo de evolución de frecuencia cardíaca, tasa de representación de energía, subespacio seleccionado y retardo τ .

En la figura 2 se observa que a medida que aumenta la frecuencia cardíaca con el nivel de esfuerzo, el subespacio elegido por la técnica T3 decrece desde el valor 9 a valores inferiores, y en la fase de recuperación se incrementa. Este factor de escalado del subespacio consigue mejorar la tasa de energía, que se mantiene aproximadamente constante a lo largo de la prueba de esfuerzo. En cambio, la técnica T2 sufre una ligera pérdida de representación de la morfología del complejo ST-T para frecuencias cardíacas elevadas.

Por otra parte, el valor de los coeficientes y la energía representada por cada uno de ellos a lo largo del tiempo se pueden usar como fuente de información de la forma de la onda.

4. Conclusiones

En este trabajo se propone la utilización de expansiones lineales sobrecompletas con un diccionario de subespacios engendrados mediante escalados temporales de la transformada KLT aprendida en condiciones de reposo. Con ello se logra representar las variaciones morfológicas de la repolarización ventricular producidas por el cambio de frecuencia cardíaca durante la prueba de esfuerzo. Para tener en cuenta el acercamiento de la onda T hacia el complejo QRS se estudian los posibles retardos entre las funciones base del subespacio y el complejo ST-T analizado. Por tanto, para la estimación de coeficientes se requiere determinar en primer lugar el subespacio que mejor representa en términos de energía a la señal y sus versiones desplazadas temporalmente. Una vez seleccionados los parámetros del índice de subespacio y retardo τ , los coeficientes se calculan de forma habitual como producto escalar. Con ello se obtiene una caracterización de los complejos ST-T más robusta frente a las variaciones de ritmo cardíaco y que no presenta degradaciones significativas a lo largo de la prueba de esfuerzo.

Los parámetros del modelo se agrupan en tres conceptos diferenciados: a) el factor de escalado temporal, representado en el índice del subespacio; b) la morfología de onda T con duración normalizada, representada por los coeficientes obtenidos en la proyección; y c) el acercamiento

de la onda T hacia el complejo QRS, representado por el retardo τ .

En trabajos futuros se explorará si esta representación de la repolarización ventricular es capaz de mejorar la precisión diagnóstica de la enfermedad coronaria mediante la prueba de esfuerzo. Para ello se aplicarán técnicas de clasificación multivariante a las características extraídas con el modelo propuesto, contrastándolas con resultados de coronariografía. Por otra parte, también se plantea para trabajos futuros el uso de técnicas de estimación robusta de estos parámetros, incluyendo memoria en la estimación de dichos parámetros.

5. Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por los proyectos TIC2001-2167-CO2-01 de MCyT y P075/2001 de la Diputación General de Aragón.

6. Bibliografía

- [1] B. Z. Libby, *Heart Disease. A textbook of cardiovascular medicine*, volume 1, 6th edition, WB. Saunders Company, 2001.
- [2] O. Pahlm, L. Sörnmo, "Data processing of exercise ECGs", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol BME-34, Feb. 1987, pp 154-165.
- [3] C. W. Therrien, *Discrete random signals and statistical signal processing*, Prentice-Hall International Edition, 1992.
- [4] R. Bailón, J. Mateo, S. Olmos, P. Serrano, J. García, A. del Río, I. J. Ferreira, P. Laguna, "Coronary artery disease diagnosis based on exercise electrocardiogram indexes from repolarisation, depolarisation and heart rate variability", *Medical & Biological Engineering & Computing* 2003, vol. 41, p. 561.
- [5] G. B. Moody, R.G. Mark "Development and evaluation of a 2-lead ECG analysis program", *Computers in Cardiology* 1982, IEEE Computer Society Press, pp. 39-44.
- [6] S. Olmos, L. Sörnmo, P. Laguna, "Block adaptive filters with deterministic reference inputs for event-related signals: BLMS and BRLS", *IEEE Trans. Signal Processing*, vol 50, n° 5, May 2002, pp. 1102-1112.