

Detector de isquemia utilizando la transformada de Karhunen - Loève *

Íñigo Roncal y Pablo Laguna

Centro Politécnico Superior, Univ. de Zaragoza, María de Luna 3, 50015 Zaragoza, España

Resumen. En este trabajo se propone un método de detección automática de episodios isquémicos que se muestran con variaciones en el complejo ST-T, a partir de un registro electrocardiográfico (ECG). Un proceso isquémico puede manifestarse sobre el ECG como una elevación (depresión) del segmento ST. Aplicando sobre los sucesivos complejos ST-T de los latidos de que consta un registro la transformada de Karhunen-Loève y procesados posteriores se consigue realzar e identificar los instantes en los que se manifiesta la patología isquémica. Se aplica el método sobre 90 registros reales de ECG de dos horas de duración cada uno (base de datos Europea de ST-T), y se analiza la eficacia del método mediante la sensibilidad (falsos negativos) y el valor predictivo (falsos positivos), con resultados que en la base de datos estudiada alcanzan un 68% de sensibilidad y casi un 50% de valor predictivo).

I. INTRODUCCIÓN

La detección automática de procesos isquémicos es un objetivo abordado anteriormente por diversos autores utilizando distintos métodos. La finalidad siempre es detectar y delinear, a partir de la información recogida en un ECG de larga duración, posibles episodios isquémicos que un paciente haya podido sufrir durante el registro de dicho ECG. Esta información es sumamente sensible y condiciona tratamientos y actuaciones posteriores, por lo que es esencial tener un control de su fiabilidad, y por parte de los especialistas, considerarla como referencia y ayuda en su trabajo, no como un resultado dogmático infalible.

Generalmente los estudios realizados parten de la fisiología de la patología estudiada - la isquemia cardíaca es una insuficiencia en la oxigenación de algún área del miocardio - y su reflejo sobre el ECG para de este modo poder tener una forma no invasiva de estudio. Este procedimiento proporciona una señal función del tiempo que hemos de analizar para extraer aquella información que nos sea útil. Experimentalmente [1], un episodio de ST o de onda T (potencialmente asociado a un proceso de isquemia) implica una elevación o depresión del nivel del segmento ST en una sucesión de latidos de más de 30 segundos de duración. Esta modificación en parámetros (amplitud) y patrones (forma) fue utilizada por [2] en un detector automático. Un inconveniente de este y otros métodos similares se encuentra en que toman la información del segmento ST, mientras que las anomalías de la repolarización se reflejarán normalmente durante toda la repolarización y por tanto sobre todo el complejo ST-T del ECG. Por ello es de esperar mejores resultados usando el complejo ST-T completo como se propone en este trabajo con la transformada KL aplicada a su totalidad.

II. LA TRANSFORMADA KL

Para compactar al máximo la información contenida en el ECG, y obtener un método de detección de isquemia, se ha utilizado la

transformada de Karhunen-Loève (KL) sobre el complejo ST-T de cada uno de los latidos del registro ECG. En [3] se describe esta técnica aplicada al ECG que permite tener la mayor concentración de la información en el menor número de parámetros posible y aislando al máximo el ruido. En síntesis la técnica consiste en representar cada complejo ST-T por un número de coeficientes (entre 2 y 4) de la transformada KL, de forma que es mucho más tratable esta información que todas las muestras que contiene un complejo ST-T (150 muestras para 250 Hz de frecuencia de muestreo con 600 ms de intervalo). Primeramente se localizan los complejos ST-T de cada uno de los latidos, con la ayuda de un detector de complejos QRS. Posteriormente se realiza la proyección ortonormal de cada complejo ST-T sobre cada una de las bases que definen la transformada KL, bases previamente obtenidas a partir de un conjunto de complejos ST-T de entrenamiento. Centrándonos en un complejo ST-T i -ésimo, la medida del parecido de este complejo con una función base (valor de la proyección) constituye el coeficiente $kl_n(i)$, donde n representa el orden de la función base utilizada en cada caso. Por otra parte, ese coeficiente está asociado al instante en que registra el complejo ST-T del latido analizado. Asociando cada instante temporal i -ésimo con el coeficiente $kl_n(i)$ correspondiente al complejo ST-T i -ésimo se construyen las series de coeficientes $kl_n(i)$, que constituyen la información que necesita el método de detección de isquemia que se propone en este trabajo. En la figura 1 se presentan estas series para el registro e0105 de la base de datos "European ST-T Database" (en adelante base de datos) donde pueden observarse variaciones temporales del valor de las kl_n . Estas variaciones están asociadas a cambios temporales de la forma del complejo ST-T y por tanto constituyen el objetivo a detectar por la aplicación desarrollada.

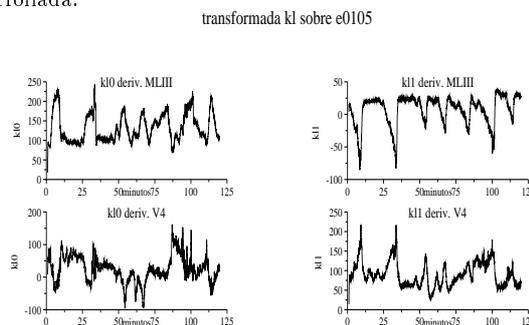


Figura 1: Series de coeficientes $kl_n(i)$ para el registro de ECG e0105 de la base de datos. Las dos gráficas superiores representan la transformación kl sobre una derivación (MLIII), y las dos inferiores, sobre la otra (V4). De igual manera, en las gráficas de la izquierda se representan las series asociadas a la base $n = 0$, y en las de la derecha aquellas perteneciente a la base $n = 1$. Nótese que el eje horizontal corresponde a la posición temporal en la que se encontraba cada latido sobre el que se calculó la KL.

En esta figura 1 se observa cómo sobre un nivel de referencia

*Este trabajo ha sido financiado por el proyecto TIC94-0608-02 CICYT, y PIT06/93 CONAI. España

aparecen zonas donde los coeficientes de kl sufren cambios durante un tiempo para luego volver al mismo nivel de referencia. Estos cambios, en este caso, aparecen de forma repetitiva, y en los mismos periodos temporales en todas las derivaciones y coeficientes kl_n ($n=0,1$); reflejan episodios de variación del complejo ST-T. En el estudio que se presenta en este trabajo, partiendo de las series de coeficientes $kl_n(i)$ asociadas a latidos registrados durante varias horas, se procede a aplicar un procesamiento de señal para realzar estos episodios de variación y poder así ser detectados con mayor robustez.

III. DETECTOR AUTOMÁTICO DE EPISODIOS ST-T

El primer paso para la detección automática de episodios de variación del complejo ST-T (potencial episodio isquémico) a partir de un registro ECG es la obtención de las series de coeficientes $kl_n(i)$ asociadas a dicho registro, perteneciente al paciente en estudio. En este caso, se utilizaron registros ECG de dos horas de duración correspondientes a la base de datos [1]. Cada uno de estos registros almacena dos derivaciones del ECG. Para cada una de estas dos derivaciones se calcularon dos series de coeficientes kl (kl_0 y kl_1), después de haber realizado una corrección de línea de base mediante “splines cúbicas”. La estimación de los coeficientes de kl se realiza de forma adaptativa para atenuar el efecto del ruido presente en el ECG, teniendo en cuenta que las variaciones de forma del complejo ST-T son lo suficientemente lentas para permitir la convergencia de los algoritmos adaptativos (LMS) usados [3]. De esta forma se parte, para cada uno de los pacientes, de cuatro series de coeficientes que pueden aportar información al procesamiento posterior.

El post-procesado que se aplica a estas series de kl consta de un filtrado lineal seguido de una etapa no lineal y un criterio de decisión. Las series (discretas) de coeficientes se remuestrean uniformemente a 2 Hz ya que la base de tiempos de las series de $kl_n(i)$ es la asociada a cada latido cardíaco t_i , que no tiene por qué ser una referencia uniforme, cuando sin embargo, para realizar filtrados lineales, se necesita tener un muestreo uniforme. A las series remuestreadas se les aplica un filtro derivador paso-bajo, con frecuencia de corte a 0.02 Hz y respuesta impulsional de duración 60 segundos (120 muestras). Este filtrado elimina ruido de alta frecuencia en las series de $kl_n(i)$, elimina el nivel de continua de las series (el derivador tiene ganancia cero en continua) y realza los episodios de variación rápida (<50 s) que interesa detectar. Posteriormente se rectifica (valor absoluto) la salida del derivador. Se aplica después un promediador (filtro de respuesta impulsional constante) de 200 muestras (100 s) para enfatizar las variaciones de hasta esta duración. Para terminar la fase del procesamiento, se eleva al cuadrado cada uno de los valores anteriores, con el objeto de discriminar mejor los eventos de interés frente a otros ruidosos o interferentes. Este proceso completo se muestra de forma gráfica en la figura 2, perteneciente al procesamiento de dos de las series extraídas del registro e0105 de la base de datos. Las dos gráficas superiores (figura 2a) representan el punto de partida (series de coeficientes ($kl_0(i)$ y $kl_1(i)$) sobre cada una de las dos derivaciones registradas, y las dos inferiores (Fig 2e) el resultado del procesamiento. Las gráficas intermedias muestran la influencia de cada uno de los filtrados, y el modo en que se van aislando los episodios de interés.

Este método se aplica de igual modo sobre todos los registros ECG, y a pesar de las diversas maneras en que se manifiestan los episodios de variación del complejo ST-T en pacientes distintos, se logra que con los valores propuestos de frecuencias de corte para los filtros se obtengan los mejores resultados de valor predictivo y sensibilidad en los registros estudiados de la base de

datos de ST-T. Con los valores del procesamiento de las cuatro series $kl_n(i)$ por cada registro antes mencionadas, se procede a aplicar un criterio de selección de posibles instantes pertenecientes a episodios de variación de ST-T. Así, una posibilidad es interpretar que se produce un evento de interés si al menos en 3 de las 4 series $kl_n(i)$ procesadas se sobrepasa un valor umbral, establecido adecuadamente para proporcionar un compromiso entre sensibilidad y valor predictivo.

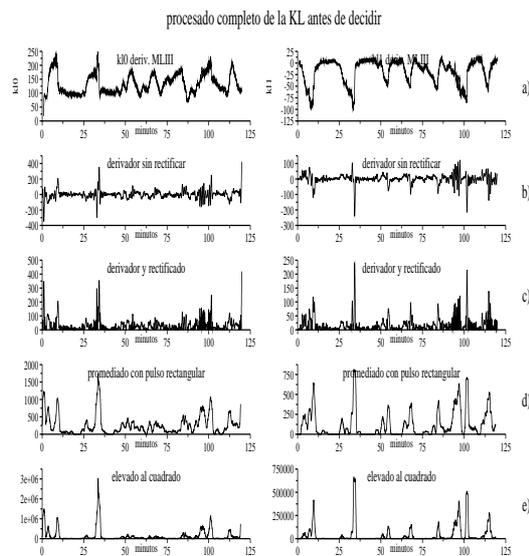


Figura 2: Procesado de las series de kl con resultados de las distintas fases, sobre el registro e0105 de la base de datos. a) muestra las series de coeficientes $kl_0(i)$ (Izq.) y $kl_1(i)$ (Dr.). b) la derivada sobre a). c) la rectificación de b). d) el promediado de c) y e) el cuadrado de d).



Figura 3: Pantalla de presentación al usuario clínico de los resultados obtenidos por el método de detección descrito. Permite tanto análisis del registro ECG como visualizaciones de los resultados mediante anotaciones superpuestas al ECG original.

Con objeto de facilitar la aplicación del método, se desarrolló un sencillo sistema basado en ventanas sobre una estación tipo UNIX y haciendo uso del entorno de programación de señales biomédicas *wave*[4], que permite sin necesidad de conocer los detalles de implementación, aplicarlo allá donde se desee. El aspecto del “interface” de usuario (a usar por el clínico) se ve en la figura 3. La separación del proceso en cuatro fases (1-detección de QRS, 2-obtención de series, 3-procesado, 4-criterio de selección) permite incorporaciones y extensiones futuras de forma flexible. Los resultados del procesamiento aparecen como un fichero de anotaciones que puede ser listado o visualizado por el clínico sobre el ECG original (figura 4) para de este modo poder realizar una inspección

posterior que corrobore o no los resultados dados por el sistema. Sólo se requiere así una inspección guiada del registro ECG y no de su totalidad como ocurre en la actualidad.

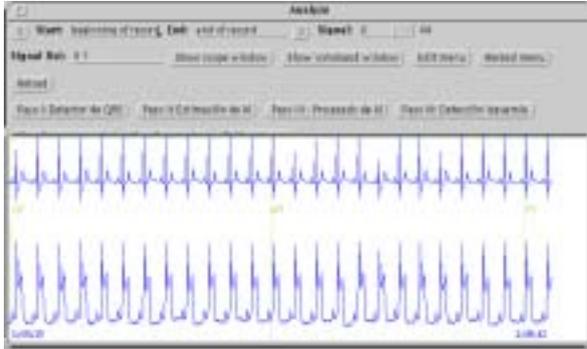


Figura 4: Presentación de los resultados al clínico después de haber aplicado el método de detección. Los inicios y finales de episodios de variación del ST-T se presentan como anotaciones superpuestas sobre el ECG original

IV. VALIDACIÓN DEL DETECTOR

El método de detección de episodios de variación del complejo ST-T, obtenido a partir del procesado de series de coeficientes kl asociadas a registros ECG, ha sido validado aplicándolo a los 90 registros reales, de 2 horas de duración cada uno, pertenecientes a la base de datos. Estos ECG fueron revisados y anotados por médicos expertos, indicando cuándo en cada registro y derivación, se producía un fenómeno de variación de la onda T o del segmento ST. De esta manera se pudieron comparar las anotaciones proporcionadas por el detector automático que utiliza el método aquí presentado, con los eventos marcados por los expertos como ciertos. Los parámetros de bondad del detector son la *sensibilidad* (relación entre positivos reales detectados y positivos reales totales en la base de datos) y el *valor predictivo* (relación entre los positivos reales detectados y positivos en total detectados). Dependiendo de si se da el mismo peso a todos los registros o bien a todos los episodios de variación de ST-T, independientemente de cuantos hay en cada registro, se obtienen respectivamente las estadísticas *promediadas* o las *groseras* [5]. El cuadro siguiente refleja el resumen de las medidas de fiabilidad del detector:

	Episodios detectados	Episodios reales	aciertos	sensib.	valor predict.
gros.	369	249	161	64.65%	43.63%
prom.	-	-	-	66.86%	47.6%

En estos resultados, con un pobre valor predictivo, hay que tener en cuenta varios hechos:

- No se ha rechazado ninguno de los registros de la base de datos a pesar de la presencia de gran cantidad de ruido en muchos de ellos. Registros de mayor calidad seguramente mejorarán notablemente los resultados.
- La herramienta no pretende ser un sustituto del experto clínico, sino una ayuda. Una posterior revisión de los episodios detectados permitirá decidir si son debidos a ruido u otros problemas de detección, o son realmente episodios de variación del ST-T. Sin embargo el proporcionar al experto clínico unas zonas de análisis del ECG como posibles zonas

de variación del ST-T es ya de por sí un gran avance que permite reducir lo que será una revisión exhaustiva de todo el registro a sólo aquellas zonas de mayor probabilidad de contener un episodio. En este sentido puede ser mejor tener una alta sensibilidad aun a costa de disminuir el valor predictivo de las detecciones.

- Se puede presentar una monitorización de los coeficientes kl , ayuda suplementaria al diagnóstico, y que permite visualizar como un todo registros de larga duración. Así se contemplan episodios que por sí solos no serían considerados como variaciones relevantes pero que se observa presentan patrones similares a otros episodios más marcados, hecho del que cabe inferir que corresponden a fenómenos con el mismo sustrato fisiológico. De hecho en la base de datos se observa con frecuencia este fenómeno de patrones repetitivos con la misma forma de los cuales sólo algunos fueron evidenciados por los expertos que anotaron la base de datos.

V. CONCLUSIONES

Se ha presentado un detector automático de episodios de variación del segmento ST-T (potencialmente isquémicos), y se ha comprobado su comportamiento sobre un número importante (90) de registros ECG reales. El trabajo se ha basado en la aplicación de la transformada de KL sobre los complejos ST-T (repolarización cardíaca) y la observación de las variaciones de representación (series de kl) de esta transformada. Se ha desarrollado un detector de los cambios en la representación de KL cuya esencia es un filtrado que resalta las variaciones que pudieran asociarse a fenómenos clínicos en la repolarización cardíaca. El detector se muestra como una gran ayuda a la inspección de registros susceptibles de presentar este tipo de episodios, si bien no presenta la robustez suficiente para poder ser considerado como un detector fiable por sí mismo. Esto es debido a la gran diversidad de tipos de variación y distintas magnitudes que pueden aparecer en los distintos pacientes. Sin embargo este detector se presenta como una ayuda sencilla y eficaz para el diagnóstico clínico de las cardiopatías asociadas a la repolarización cardíaca. El método está implementado sobre una máquina UNIX con un entorno que no requiere grandes conocimientos técnicos por parte del clínico que la utilice. Puede también ser muy útil la información gráfica suplementaria de las series de kl monitorizadas para hacer un análisis de conjunto de todo el registro ECG y poder analizar patrones repetitivos que de otro modo no se puede hacer con las técnicas usadas hoy día.

Referencias

- [1] A. Taddei, A. Biagini, et al., "The European ST-T database: Development, distribution and use", in *Computers in Cardiology*. IEEE Computer Society Press, 1991, pp. 177-180.
- [2] F. J. Jager, R. G. Mark, and G. B. Moody, "Analysis of transient ST segment changes during ambulatory monitoring", in *Computers in Cardiology*. IEEE Computer Society Press, 1991, pp. 453-456.
- [3] P. Laguna, G.B. Moody, José García, A.L. Goldberger, and R.G. Mark, "Analysis of the ST-T complex using the KL transform: adaptative monitoring and alternans detection", *To appear at IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1996.
- [4] G. B. Moody and R. G. Mark, "The MIT-BIH arrhythmia database on CD-ROM and software for use with it", in *Computers in Cardiology*. IEEE Computer Society Press, 1990, pp. 185-188.
- [5] F. J. Jager, G. B. Moody, A. Taddei, and R. G. Mark, "Performance measures for algorithms to detect transient ischemic ST segment changes", in *Computers in Cardiology*. IEEE Computer Society Press, 1991, pp. 369-372.