

DISEÑO Y EVALUACIÓN DE UN DETECTOR DE ISQUEMIA BASADO EN LA TRANSFORMADA DE KARHUNEN-LOÈVE

José García y Pablo Laguna

Grupo de Tecnologías de las Comunicaciones, CPS. Universidad de Zaragoza.

E-mail: jogarmo@posta.unizar.es

Resumen: En este estudio se describe la implementación y evaluación de un detector de episodios de isquemia de miocardio basado en la medida de variaciones de morfología del periodo de repolarización ventricular sobre el ECG. Dichas variaciones se detectan a partir de las series de la transformada de Karhunen-Loève aplicada sobre diferentes intervalos del ECG: segmento ST, onda T y complejo ST-T. El detector ha sido evaluado sobre la base de datos *European ST-T database* con resultados de sensibilidad y predictividad positiva del 80% y 77%, respectivamente y puede constituir una herramienta de apoyo en el diagnóstico clínico de la cardiopatía isquémica.

Palabras clave: Detección, isquemia de miocardio, transformadas ortogonales.

I. INTRODUCCIÓN

La isquemia de miocardio es una de las enfermedades con mayor incidencia en los países desarrollados. Se produce debido a la carencia de oxígeno en las células del miocardio y se manifiesta en el ECG de superficie como variaciones anómalas del periodo de repolarización ventricular. El número de trabajos relacionados con la detección de isquemia de miocardio es elevado debido a sus importantes implicaciones clínicas, si bien la mayoría de los mismos responde a un mismo patrón de detección. En general, los equipos comerciales basan su sistema de detección en la medida de las variaciones de amplitud registradas en un único punto del ECG (perteneciente al segmento ST) respecto a un valor de referencia [1]. Tales sistemas miden las variaciones de señal de una forma muy localizada (un solo punto), y no consideran información de otras regiones del periodo de repolarización que pueden asimismo representar cambios relacionados con otros patrones de la isquemia (como cambios en la morfología de la onda T) [2].

El detector que se propone en este estudio permitirá la detección de variaciones sufridas por la señal en un intervalo de la misma (segmento ST, onda T o complejo ST-T) y constituye una innovación frente a los basados en la medida de variaciones en un único punto del ECG. Para ello se hace uso de la transformada de Karhunen-Loève (KL) que proporcionará una caracterización más amplia de las variaciones asociadas a los episodios isquémicos. Dicha herramienta de procesamiento de señal se ha mostrado previamente muy útil en la caracterización de las variaciones isquémicas [3, 5].

A continuación se describe el esquema básico del detector, y después se muestra la validación efectuada sobre la base de datos *European ST-T database* [4], en la medida de variaciones sobre el segmento ST, la onda T, y de forma conjunta en todo el complejo ST-T.

II. MATERIAL Y MÉTODOS

Descripción del detector: El detector de isquemia implementado consta básicamente de dos partes: en la primera se estiman las series de coeficientes de la transformada de KL aplicada sobre uno de los intervalos de interés, y en la segunda se efectúa la detección de las variaciones tras un sencillo procesamiento de las series. Este esquema puede verse en la figura 1, donde además se indica el proceso de ajuste de los parámetros de funcionamiento a partir de las estadísticas obtenidas al comparar con las anotaciones de referencia.

La transformada de KL concentra la información de la señal estudiada en el menor número de coeficientes (según el criterio del error cuadrático medio (MSE)). Para cada intervalo de análisis (segmento ST, onda T, o complejo ST-T) se deriva un conjunto de funciones base y posteriormente se estiman las series temporales de los coeficientes $\alpha_i(n)$, cuya evolución permite describir la de la señal original [3, 5]. Las series estimadas son remuestreadas posteriormente.

El detector mide los cambios en la morfología a partir de la suma, en las dos derivaciones ($j = 1, 2$), de las distancias de los cuatro coeficientes de menor orden, $i = 0, \dots, 3$, (y mayor capacidad de representación de la señal) respecto a sus valores de referencia, $\alpha_i(ref)$, medidos en promedio durante el primer minuto del registro

$$d(t) = \sum_{j=1}^2 \left(\sum_{i=0}^3 \left(\alpha_i^j(n) - \alpha_i^j(ref) \right)^2 \right)^{\frac{1}{2}} \quad (1)$$

Después se aplica un umbral dependiente del *ruido* o variabilidad de las series que incorpora además una corrección para compensar las variaciones lentas de deriva no asociadas con los fenómenos de isquemia.

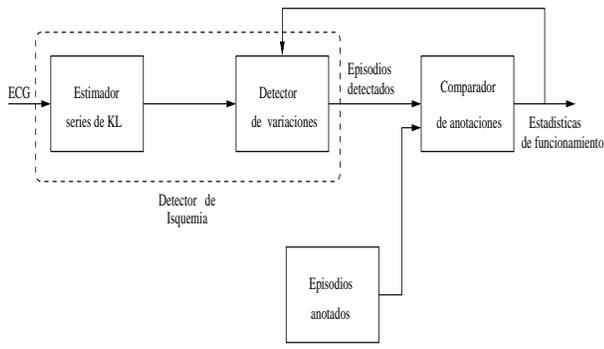


Figura 1: Diagrama del detector de isquemia basado en la transformada de KL.

Las variaciones lentas de deriva se atenúan mediante una adaptación tipo promediado exponencial de la línea de base ξ de la función distancia d

$$\xi(t) = \xi(t-1) + \alpha (d(t) - \xi(t-1)) \quad (2)$$

La dependencia del umbral de detección con el *ruido* o variabilidad de las series (medida en las regiones donde no hay detección de isquemia), permite que en zonas donde las series se muestren más ruidosas el umbral se incremente. Dicha dependencia consiste en la parte positiva de la función sigmoideal definida como

$$\eta(t, \sigma) = \eta_1 + \frac{\eta_2 - \eta_1}{1 + \exp(-\sigma(t))} \quad (3)$$

donde η_1 y η_2 representan los umbrales mínimo y máximo de la función sigmoideal, respectivamente, y $\sigma(t)$ la desviación standard de la función d (medida donde no se ha detectado isquemia). No obstante el rango de valores de η permitidos, debido a la positividad de σ , será $\frac{1}{2}(\eta_1 + \eta_2) \leq \eta \leq \eta_2$ (ver figura 2).

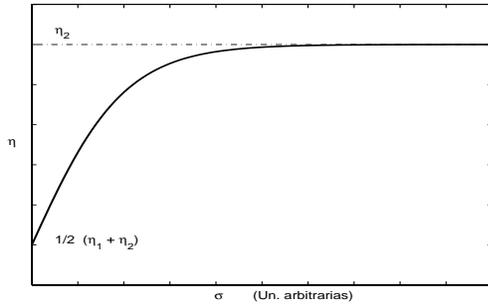


Figura 2: Dependencia del umbral de detección con σ .

Se considerará que se han producido cambios significativos cuando la función distancia $d(t)$ supere el umbral η corregido por el factor de deriva ξ

$$d(t) > \eta(t, \sigma) + \xi(t) \quad (4)$$

El esquema del detector de variaciones responde básicamente al siguiente algoritmo:

- IF $d(t) > \eta(t, \sigma) + \xi(t)$ AND $upflag = 0$ THEN **inicio episodio** $\Rightarrow upflag = 1$
- ELSEIF $d(t) < \eta(t, \sigma) + \xi(t)$ AND $upflag = 1$ THEN **fin episodio** $\Rightarrow upflag = 0$
- ELSEIF $d(t) < \eta(t, \sigma) + \xi(t)$ AND $upflag = 0$ THEN **actualizar** $\eta(t)$ y $\xi(t)$
- ELSEIF $d(t) > \eta(t, \sigma) + \xi(t)$ AND $upflag = 1$ THEN **continuar**
- END

Una vez aplicado el detector sobre los registros ECG se obtiene un conjunto de anotaciones que delimitan los episodios isquémicos detectados.

Evaluación del detector: Para evaluar el correcto funcionamiento del detector se ha utilizado la base de datos *European ST-T database* [4] que consta de 90 registros con episodios de isquemia anotados derivación a derivación por cardiólogos expertos (368 de segmento ST y 401 de onda T). Los conjuntos de episodios se combinaron entre derivaciones utilizando una función lógica **OR** de forma que finalmente se tiene una distribución de episodios como la reflejada en la tabla 1. Para el estudio de las variaciones en todo el complejo se generó un conjunto de anotaciones nuevo a partir las anotaciones correspondientes a segmento ST y onda T combinadas de la misma forma.

	segm. ST	onda T	comp. ST-T
original	368	401	-
comb. OR	250	324	392

Tabla 1: Número de episodios de referencia anotados en cada intervalo.

La detección de episodios isquémicos mediante la aplicación de un detector automático requiere una metodología para evaluar su correcto funcionamiento [6]. Esta evaluación debe responder a los siguientes criterios:

- Detección de los episodios
- Medida de la duración de los episodios
- Corrección en la magnitud de las variaciones

Dicha evaluación debe comenzar por la comparación de las anotaciones producidas por el detector y las anotadas por expertos cardiólogos. La sensibilidad en la detección de episodios isquémicos se define como:

$$S = \frac{TP_s}{TP_s + FN} \quad (5)$$

es decir, el número de episodios isquémicos anotados que fueron correctamente detectados entre el total

de episodios anotados en la base de datos. La predictividad positiva se define como:

$$+P = \frac{TP_p}{TP_p + FP} \quad (6)$$

es decir, el número de episodios detectados que estaban anotados en la base de datos entre todos los episodios detectados.

Otro factor que define a un episodio isquémico es su duración y por tanto debe ser tenido en cuenta en la evaluación del funcionamiento del detector. Pueden definirse la sensibilidad y la predictividad positiva en la medida de la duración isquémica como:

$$S_D = \frac{I_{DA}}{I_A} \quad +P_D = \frac{I_{DA}}{I_D} \quad (7)$$

donde I_{DA} representa el tiempo total de solapamiento de la isquemia anotada y la detectada, es decir, el tiempo de correcta detección, I_A representa el tiempo total de isquemia anotada e I_D la duración total de isquemia detectada.

Existen dos tipos de estadística que pueden ser medidas al evaluar las características del detector: *grosera*, en la que todos los episodios de cualquier paciente tienen el mismo peso, y *promediada*, en la que todos los pacientes tienen el mismo peso.

III. RESULTADOS

El detector de isquemia se aplicó sobre todos los registros de la base de datos *European ST-T database*. En la tabla 2 se muestran los resultados de sensibilidad y predictividad positiva tanto en detección (S , $+P$) como en duración (S_D , $+P_D$), para los tres intervalos estudiados. Puede verse que en la detección de cambios en el complejo ST-T se alcanzaron valores de $S=80\%$ y $+P=77\%$.

Un ejemplo del funcionamiento del detector sobre uno de los registros (e0306) se muestra en la figura 3. En este caso el paciente presentó cuatro episodios

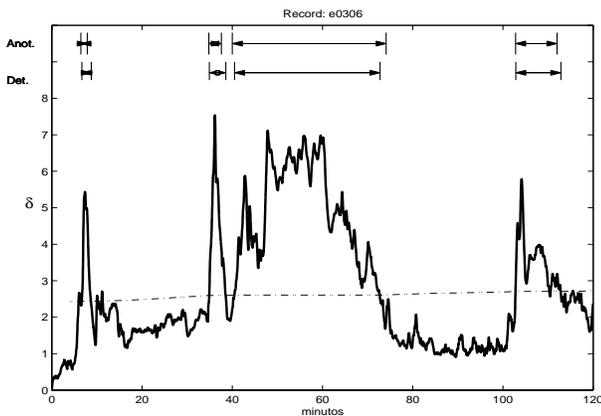
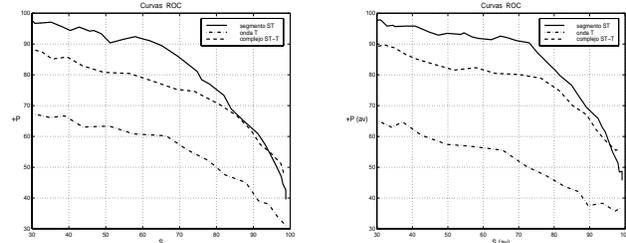


Figura 3: Ejemplo de funcionamiento del detector en un registro (e0306) con cuatro episodios de isquemia.

isquémicos de diferentes duraciones y características

que fueron correctamente detectados. Sobre la función d se ha representado además el umbral ($\eta(t, \sigma) + \xi(t)$, en línea discontinua), por encima del cual se consideró la evidencia de la isquemia. En la parte superior de la figura se indican los intervalos de tiempo de isquemia anotados e inmediatamente debajo los intervalos de tiempo detectados como episodios isquémicos.

En las figuras 4(a) y 4(b) se presentan las curvas *Receiver Operating Characteristics* (ROC) del detector evaluadas en la detección de episodios isquémicos para diferentes puntos de funcionamiento del mismo (variando η_1 y η_2 con diferencia constante).



(a) E. groseras.

(b) E. promediadas.

Figura 4: Curvas ROC de detección.

Otros aspectos estudiados del detector son su robustez y su linealidad. Para la primera propiedad se simuló modificaciones en el umbral de detección en un rango de error de -10% a $+10\%$. Las máximas variaciones siempre fueron menores del 10% como puede apreciarse en la tabla 3. La linealidad se estudió comprobando si episodios de mayor magnitud se reflejaron en el detector como episodios mayores. En la figura 5 se representan los 368 episodios de segmento ST anotados en la base de datos (desviación de ST) frente a los valores de la componente de la función de distancia d correspondiente a la derivación anotada. Además se representa la recta de regresión y el coeficiente de correlación ($r=0.953$). La misma representación se muestra para los 401 episodios de onda T en la figura 6, donde se aprecia una menor correlación ($r=0.925$).

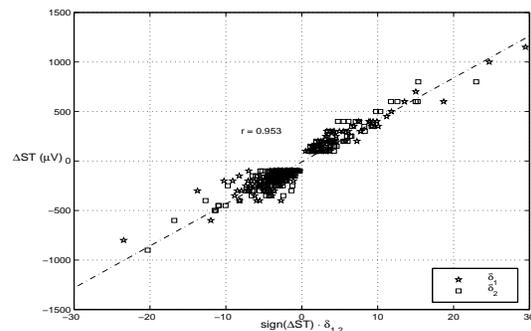


Figura 5: Linealidad del detector en detección de episodios del segmento ST.

Intervalo	η_1	η_2	Groseras				Promediadas			
			S	$+P$	S_D	$+P_D$	S	$+P$	S_D	$+P_D$
ST	2.85	3.05	77.20	77.01	71.70	68.84	81.11	80.23	68.69	70.49
T	2.05	2.25	71.60	57.41	69.09	42.44	71.85	54.48	63.93	44.08
ST-T	1.85	2.05	79.34	72.11	75.01	61.39	80.24	76.95	69.16	68.36

Tabla 2: Estadísticas de detección sobre la base de datos European ST-T database.

Intervalo	Groseras				Promediadas			
	S	$+P$	S_D	$+P_D$	S	$+P$	S_D	$+P_D$
ST	6.00	4.07	5.06	5.18	4.28	3.97	5.00	4.09
T	7.09	4.92	8.10	2.59	7.49	6.57	8.29	4.04
ST-T	6.38	3.99	5.63	3.34	5.78	6.12	6.37	5.49

Tabla 3: Máximas variaciones (%) de las estadísticas al provocar modificaciones de $\pm 10\%$ en $\eta_{1,2}$.

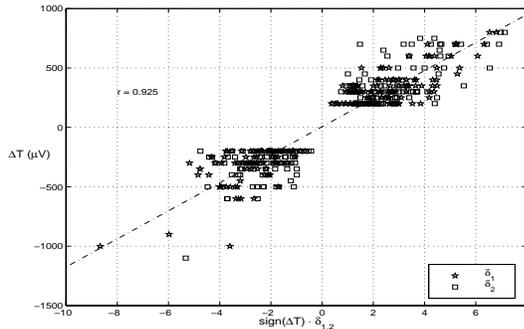


Figura 6: Linealidad del detector en detección de episodios de la onda T.

IV. DISCUSIÓN

El sistema descrito ha mostrado una elevada sensibilidad y especificidad en su funcionamiento. No obstante, la detección de episodios de onda T ha sido significativamente peor. Esto puede deberse a una anotación menos estricta de los cardiólogos debido a la dificultad de detectar variaciones de la onda T.

Otra característica esperada que se desprende del hecho de utilizar las series de la transformada de KL es un buen comportamiento frente al ruido, dado que éste tiene poca proyección en los primeros coeficientes.

Un aspecto que debería considerarse en el futuro es la incidencia de los cambios posturales en la detección, dado que el esquema actual responde a variaciones de morfología que pudieran no ser isquémicas.

V. CONCLUSIONES

Se ha implementado un detector de episodios isquémicos capaz de detectar variaciones no sólo en el segmento ST sino en todo el periodo de repolarización con elevadas prestaciones de sensibilidad y predictividad positiva. Dicho detector puede ser empleado como herramienta de apoyo en el diagnóstico clínico.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha sido financiado en parte por el proyecto TIC97-0945-C02-02 CICYT.

Referencias

- [1] S. Akselrod, M. Norymberg, *et al.*, “Computerized analysis of ST segment changes in ambulatory electrocardiograms,” *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 25, pp. 513–519, 1987.
- [2] Y. Birnbaum and S. Sclarovsky, “The initial electrocardiographic pattern in acute myocardial infarction,” *Annals of Noninv. Electrocardiol.*, vol. 2, pp. 279–91, Jul. 1997.
- [3] J. García, P. Lander, L. Sörnmo, S. Olmos, G. Wagner, and P. Laguna, “Comparative study of local and Karhunen-Loève based ST-T indexes in recordings from human subjects with induced myocardial ischemia,” *Computers and Biomedical Research*, 1998. Accepted.
- [4] A. Taddei, G. Distanti, M. Emdin, P. Pisani, G. B. Moody, C. Zeelenberg, and C. Marchesi, “The European ST-T database: standards for evaluating systems for the analysis of ST-T changes in ambulatory electrocardiography,” *European Heart Journal*, vol. 13, pp. 1164–1172, 1992.
- [5] P. Laguna, G. Moody, R. Jané, P. Caminal, and R. Mark, “Karhunen-Loève transform as a tool to analyze the ST-segment,” *Journal of Electrocardiology*, vol. 28, pp. 41–49, 1996.
- [6] 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*, pp. 369–372, IEEE Computer Society Press, 1991.