

# Análisis de la Onda T como Indicador Sensible de Isquemia Cardíaca \*

José García #, Paul Lander &, Galen Wagner †, Salvador Olmos # y Pablo Laguna #

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

& V.A. Medical Center, Oklahoma University, OK, USA

†Duke University Medical Center, NC, USA

**Resumen** - En este estudio se ha analizado la onda T del ECG registrado en pacientes sometidos a PTCA. Se han estudiado tanto los cambios en amplitud y posición del máximo (mediante la generación de una serie de ondas T mediana alineadas) como en la morfología (mediante las series temporales de Karhunen-Loève). Estas medidas se han comparado con las variaciones del nivel del segmento ST para determinar los indicadores más sensibles de la isquemia cardíaca. Se estudiaron diez registros de PTCA: cinco (50%) mostraron desviaciones del ST, mientras que ocho (80%) presentaron alteraciones de onda T en al menos 2 derivaciones. Los resultados indican que las variaciones de la onda T pueden ser un predictor más sensible de la alteración ventricular.

## I. INTRODUCCIÓN

La isquemia es una carencia de oxígeno en las células cardíacas que se manifiesta en el ECG de superficie como alteraciones en el proceso de repolarización ventricular (complejo ST-T) y que puede llevar al infarto de miocardio (MI). Por tanto, es de gran interés encontrar índices en el ECG que permitan detectar los estados iniciales del estado isquémico para poder aplicar el adecuado tratamiento médico en prevención de un posible MI. En este trabajo se han estudiado electrocardiogramas de alta resolución (HRECG) correspondientes al proyecto "STAFF 2" coordinado por la Universidad de Duke, y registrados durante Angioplastia Percutánea Transluminal Coronaria (PTCA), una técnica médica utilizada como alternativa al puente coronario (bypass) en el tratamiento de estenosis. Durante esta intervención se produce la total obstrucción de una arteria coronaria debido al inflado del balón introducido a través del catéter, de forma que determinadas regiones cardíacas quedan temporalmente privadas de flujo sanguíneo. De este modo se genera una isquemia inducida y se obtiene un excelente modelo para estudiar los instantes iniciales del MI. En anteriores estudios médicos[1] se han hipotetizado tres etapas diferentes de isquemia (*ischemic cascade*): una primera en la que se presentan cambios en la onda T sin desviaciones del segmento ST; la segunda, en la que se presentan además las variaciones del nivel del ST, y una última fase, en la que además se manifiestan cambios en el tramo final del complejo QRS.

En la figura 1 se representan las diferentes alteraciones que se originan en el potencial de acción y que se manifiestan en el ECG de superficie. El objetivo de este trabajo consiste en el análisis detallado de la primera fase del episodio isquémico para tratar de determinar si las variaciones de la onda T constituyen el primer indicador de la alteración isquémica en la conducción ventricular. Para ello se ha hecho un estudio exhaustivo del periodo de repolarización (complejo ST-T) a partir de medidas tanto individuales como globales. Las variaciones de morfología de la onda

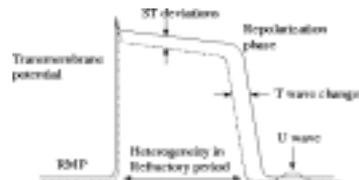


Figura 1: Alteraciones en el potencial de acción.

T se evalúan a partir de las series temporales de Karhunen-Loève (KL), y los cambios en posición y amplitud mediante el estudio de las series de onda T mediana. Además se realizan medidas de desviaciones del segmento ST para comparar este índice clásico con las nuevas medidas.

## II. METODOS

### A. Series de KL de la Onda T

La KLT[2] es una transformación lineal óptima (concentra la máxima información de la señal en el menor número de parámetros) que ha sido utilizada previamente aplicada al complejo ST-T y se ha mostrado como una herramienta muy útil en la detección de episodios isquémicos[3]. En este trabajo se ha representado la onda T en la base de funciones de KL, y se han estimado las series temporales  $kl_i(n)$  para seguir su evolución durante el procedimiento de PTCA. En la figura 2 se muestran las seis primeras funciones base que representan la onda T, generadas utilizando un amplio y representativo conjunto de señales (en torno a 100.000 latidos preprocesados) de forma análoga a como se describe en [3] para el complejo ST-T. La alta capacidad de representación de la transformada de KL (70%-90% con 2-4 coeficientes) permite que la monitorización de estos parámetros equivalga en la práctica a monitorizar la onda T. Las series  $kl_i(n)$  fueron estimadas adaptativamente para obtener una mejora en la relación señal-ruido en la estimación de 10dB, con un tiempo de convergencia (2.5 latidos) suficientemente rápido para detectar las variaciones debidas al proceso isquémico[3].

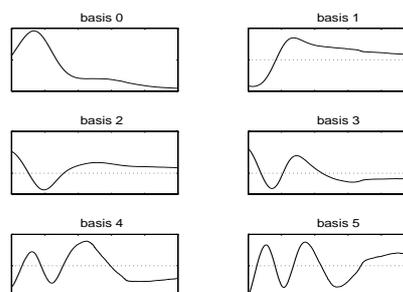


Figura 2: Primeras funciones base ( $KL_0, \dots, KL_5$ ) de la transformada KL para la onda T.

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

### B. Evolución de la Onda T Mediana

Las variaciones de amplitud y de la posición del máximo de la onda T se evaluaron a partir de la construcción de la “onda T mediana”. Esta se obtiene muestra a muestra tomando el valor mediano de los latidos consecutivos alineados que constituyen cada grupo de latidos en que se divide el ECG completo. En este caso se seleccionaron 16 latidos alineados en cada grupo como un compromiso entre reducción de ruido y capacidad de seguimiento de la evolución de la onda T. En esta serie de ondas mediana se estiman las variaciones de amplitud de la onda T y la posición del máximo a lo largo del proceso de PTCA.

### C. Desviaciones del Segmento ST

Para medir las desviaciones del segmento ST en el HRECG se procedió a un promediado ponderado para eliminar ruido en la estimación. Se seleccionó el segmento ST a partir de los latidos alineados por el punto fiducial y se promedió cada 16 latidos. Cada latido se incluyó en el promediado con un peso inversamente proporcional a su contenido de ruido. El promediado ponderado [4] está dado por:

$$\bar{x}(t) = \sum_{i=1}^{N_{beat}} w_i x_i(t) \quad (1)$$

donde  $N_{beat}$  es el número de latidos a promediar,  $x_i$  es el latido  $i$ ésimo, y  $w_i$  es el peso aplicado a dicho latido. El factor de peso puede expresarse como:

$$w_i = \left( \frac{1}{\sigma_i^2} \right) \left( \frac{1}{\sum_{j=1}^{N_{beat}} \sigma_j^2} \right) \quad (2)$$

donde  $\sigma_i$  es la potencia del ruido del  $i$ ésimo latido. Una vez el segmento ST promediado cada 16 latidos ha sido construido, el nivel de ST se mide tomando el valor medio en un intervalo de 10ms centrado 60ms tras el final del QRS.

## III. RESULTADOS

En este estudio se han analizado diez HRECG correspondientes a pacientes que se sometieron a PTCA. Una vez finalizado el periodo de inflado el procedimiento médico requería una inyección de contraste que provoca considerables cambios en el ECG aunque no representativos de la isquemia, por lo que el periodo post-inflado no fue estudiado. En la figura 3 se muestran las series  $kl_0(n)$  y  $kl_1(n)$  de la derivación Z correspondientes a un registro en el que no se detectaron variaciones del nivel de ST. Sin embargo, se muestra una clara tendencia de cambio en los valores de las series  $kl_i(n)$  asociada con cambios en la morfología de la onda T. Se observa un crecimiento de  $kl_0(n)$  que es debido tanto a un mayor solapamiento de la primera función base con la onda T en el progresivo acercamiento de ésta al complejo QRS, como a un paulatino crecimiento en la amplitud. Las características de la segunda función base (con valores negativos en la región más próxima al QRS) hace que estos cambios se traduzcan en un gradual descenso de  $kl_1(n)$ . En la figura 4(a,b) se presenta la evolución de la onda T mediana a lo largo de la angioplastia donde se aprecia el acercamiento de la onda T al complejo QRS así como el crecimiento en la amplitud de la misma. Esta representación de la onda mediana, aunque de un modo relativamente sencillo, sólo permite obtener información de cambios de amplitud y posición de la onda T (además de necesitar un mayor número de latidos en el seguimiento de los mismos), mientras que las series de KL, aunque más difíciles de interpretar, informan acerca de cualquier modificación en la morfología.

De los diez pacientes estudiados, cinco (50%) mostraron cambios en el segmento ST detectables en el ECG standard (usado comúnmente en diagnóstico clínico) y cinco (50%) no presentaron

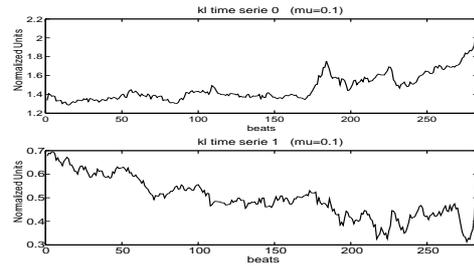
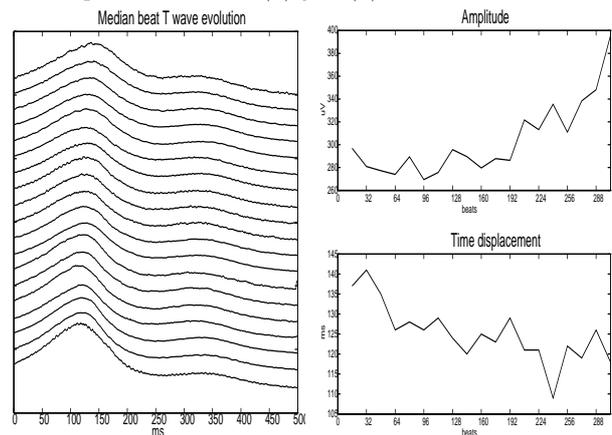


Figura 3: Series  $kl_0(n)$  y  $kl_1(n)$  de la derivación Z.



(a) Evolución

(b) Amplitud y posición

Figura 4: Evolución de la onda T mediana

cambios (se registraron variaciones del orden de unos pocos microvoltios en el HRECG). Dentro del grupo de pacientes que no sufrieron desviaciones de ST, tres (60%) reflejaron cambios en la onda T en al menos dos derivaciones, mientras que en los otros dos pacientes (20%) los cambios sólo se manifestaron en una derivación. Todos los pacientes con desviaciones de ST mostraron cambios en la onda T.

## IV. CONCLUSIONES

En este estudio se ha analizado el periodo de repolarización del ECG registrado en pacientes sometidos a PTCA, para buscar los indicadores más tempranos de la alteración isquémica de la activación ventricular. Se han estudiado tanto los cambios en la onda T (amplitud y posición del máximo mediante la generación de una serie de ondas T mediana alineadas; y morfología, mediante las series temporales de KL) como en el segmento ST (mediante un promediado ponderado). Se estudiaron diez registros: cinco (50%) mostraron desviaciones del ST, mientras que ocho (80%) presentaron alteraciones de onda T en al menos 2 derivaciones. Los resultados indican que las variaciones de la onda T pueden ser un predictor más sensible de la alteración ventricular, si bien el estudio debe ser extendido a un número de casos mayor.

## Referencias

- [1] Y. Birnbaum, S. Sclarovsky, A. Blum, A. Mager, and U. Cabbay, “Prognostic significance of the initial electrocardiographic pattern in a first acute anterior wall myocardial infarction”, *Chest*, vol. 103, pp. 1681–87, June 1993.
- [2] C. W. Therrien, *Discrete random signals and statistical signal processing*, Prentice-Hall, 1992.
- [3] P. Laguna, G. B. Moody, and R. G. Mark, “Analysis of the cardiac repolarization period using the KL transform: Applications on the ST-T database.”, in *Computers in Cardiology*. IEEE Computer Society Press, 1994, pp. 233–236.
- [4] J. Zhong and W. Lu, “On two weighted signal averaging methods and their application to the surface detection of cardiac micropotentials”, *Comput. Biomed. Res.*, vol. 24, pp. 332–343, 1991.