

Estudio Comparativo de Índices Clásicos y Basados en la KLT en Monitorización y Detección de Isquemia de Miocardio

J. García*, S. Olmos*, L. Sörnmo#, M. Ringborn#, P. Lander†, G. Wagner‡ and P. Laguna*

* Dep. of Electronic Engineering and Communications. CPS, University of Zaragoza. Zaragoza, Spain

Dep. of Signal Processing and Clinical Physiology. University of Lund. Lund, Sweden

† V.A. Medical Center. University of Oklahoma. Oklahoma City, OK. U.S.

‡ Dep. of Medicine, Div. of Cardiology. Duke University Medical Center. Durham, NC. U.S.

Resumen

We present a study of the ST-T complex changes in the high resolution ECG (HRECG) as result of induced ischemia. The aim is to determine whether global changes in the ST-T complex are more sensitive markers of ischemic alterations than those based on measurements of changes at specific locations on the ST segment or T wave. HRECG from patients undergoing percutaneous transluminal coronary angioplasty (PTCA) in one of the major coronary arteries have been analyzed. We have compared the classical local measurements of ST segment and T wave (amplitude and position) with global measurements of ST-T complex based on the Karhunen-Loève transform (KLT) during the artery occlusion. A sensitivity parameter was estimated for each of the studied indexes showing that global measurements based on kl time series allow the detection of significant changes in the repolarization period in a greater number of leads and with higher sensitivity (more than 85% detected cases with $\alpha_{0,1}^{STT}(n)$ series) than local measurements (64% detected cases with ST level, and 66% with combination of T wave amplitude and position indexes). It was shown that changes in T wave in the initial stages of myocardial ischemia can appear without a significant ST level change at least in the same percentage of patients that presented ST deviations without T wave changes (around 17% with classical indexes and 10% with global indexes). In most of cases, when ST segment changes are presented, they are accompanied by T wave changes (49% with classical indexes and 72% with global indexes). A global study of the ST-T complex appears to be more suitable than local measurements in the study of initial stages of myocardial ischemia giving more information of the repolarization changes.

1 Introducción

La isquemia de miocardio está causada por una carencia de oxígeno en las células cardiacas. La oclusión transitoria de una arteria coronaria puede inducir isquemia y una oclusión prolongada podría desembocar en infarto de miocardio. El complejo ST-T del ECG refleja el periodo de tiempo del ciclo eléctrico cardiaco comprendido entre el final de la depolarización activa y el final de la repolarización ventricular. La isquemia se manifiesta en el ECG de superficie como variaciones de las formas de onda de este periodo. Se han descrito diferentes estadios en la evolución de la isquemia [1]: la primera está caracterizada por presentar variaciones en la amplitud de la onda T en ausencia de cambios en el ST; en la segunda, se observan además desviaciones del nivel del segmento ST como consecuencia de las modificaciones producidas en el potencial de acción debido a que las células se hallan hiperpolarizadas. Finalmente, la isquemia es tan severa que afecta al tramo final de la depolarización activa (QRS). En este trabajo se ha propuesto el estudio de los cambios globales provocados por la isquemia de

miocardio en el complejo ST-T mediante medidas basadas en la transformada de Karhunen-Loève (KL) y su comparación con las medidas locales clásicas de nivel de ST y de posición y amplitud de onda T.

2 Materiales y métodos

2.1 Grupo de estudio y adquisición de la señal

En este trabajo se han analizado ECG registrados en pacientes sometidos a angioplastia coronaria (PTCA) dado que esta intervención ofrece un excelente modelo para estudiar los cambios electrofisiológicos de la isquemia inducida por la oclusión de una arteria [2]. Un ejemplo de la evolución del ECG de superficie durante una angioplastia puede verse en la figura (1). El grupo de estudio constó de 108 pacientes de los cuales 25 fueron excluidos por la presencia de episodios de taquicardia ventricular, por la necesidad de efectuar procedimientos de emergencia durante la angioplastia o si hubo pérdidas prolongadas de señal durante la adquisición. Un total de 92 oclusiones

en 83 pacientes (55 hombres, 28 mujeres) se incluyeron en el estudio final. El tiempo medio de oclusión fue 4' 23", y se practicaron 30 angioplastias en la arteria LAD, 39 en la RCA y 23 en la LCX. Se registraron nueve derivaciones (V1, V2, V3, V4, V5, V6, I, II and III) mediante un equipo Siemens-Elema AB (Solna, Sweden) y las señales fueron digitalizadas a una frecuencia de 1000 Hz con una resolución en amplitud de 625 nV. Para cada paciente se registraron además varios ECG de control previa y posteriormente a la intervención.

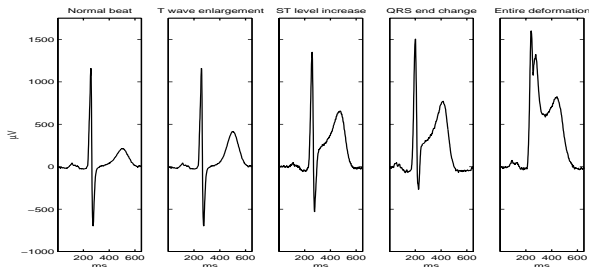


Figura 1: Evolución del ECG durante una angioplastia.

2.2 Transformada de Karhunen-Loève

La KLT [3] es una transformada lineal ortogonal dependiente de la señal que es óptima en el sentido de que concentra la máxima información de la señal en el menor número de parámetros (con el criterio del error cuadrático medio (MSE)). Para cada tipo de señal es necesario derivar la transformada de KL a partir de ejemplos representativos de su estadística. Se precisará construir las funciones base para las diferentes ondas del ECG (onda T, complejo ST-T, etc.). En este trabajo se han analizado tres ventanas en el periodo de tiempo desde el final de la depolarización activa hasta el final de la repolarización: segmento ST, onda T y complejo ST-T. Cada conjunto de funciones base fue obtenido a partir de más de 200.000 latidos previamente seleccionados y procesados, y las primeras funciones base $\phi_i(k)$ (con mayor capacidad de representación) se muestran en la figura (2). Una vez las funciones base han sido obtenidas cada segmento de la señal ($\mathbf{x}_n^{STT}(k)$, $\mathbf{x}_n^{ST}(k)$ o $\mathbf{x}_n^T(k)$) es representado en el espacio de KL de manera que la evolución de la señal puede ser caracterizada por la evolución de los coeficientes de KL que representan cada segmento ($\alpha_i(n)$ series). La ventaja de esta transformación es que mediante 2-4 α_i coeficientes es posible representar entre el 70-90 % de la energía. La forma directa de obtener los coeficientes $\alpha_i(n)$ (siendo i el orden de la base y n el orden del latido representado) es a partir del producto interno del vector que describe el complejo $\mathbf{x}_n(k)$ y la correspondiente función base $\phi_i(k)$. Por ejemplo, para el complejo ST-T los coeficientes normalizados de la transformada

se obtendrán mediante la expresión:

$$\alpha_i^{STT}(n) = \frac{\sum_{k=1}^N \phi_i^{STT}(k) \mathbf{x}_n^{STT}(k)}{(E_{n_0}^{STT})^{1/2}} \quad (1)$$

siendo $E_{n_0}^{STT} = \sum_{k=1}^N \mathbf{x}_{n_0}^{STT}(k) \mathbf{x}_{n_0}^{STT}(k)$ la energía del complejo correspondiente a un latido patrón, y N el número de muestras del complejo. Para mejorar la estimación, las series de coeficientes $\alpha_i(n)$ fueron calculadas adaptativamente como se describe en [4] logrando así una reducción del ruido incorrelado con la señal.

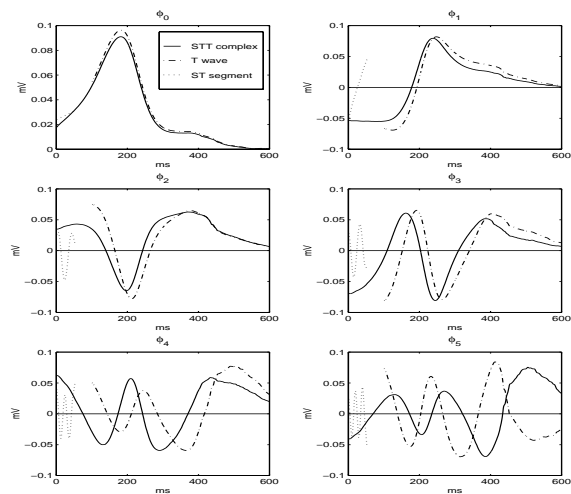


Figura 2: Primeras seis funciones base de KL del complejo ST-T ($\phi_0^{STT}(k), \dots, \phi_5^{STT}(k)$), onda T ($\phi_0^T(k), \dots, \phi_5^T(k)$) y segmento ST ($\phi_0^{ST}(k), \dots, \phi_5^{ST}(k)$).

3 Comparación de índices

Se desea comparar las medidas locales clásicas del segmento ST y de la onda T con las medidas globales basadas en la KLT para determinar cuál de ellas presenta una mayor sensibilidad en la detección de los cambios producidos por la isquemia inducida. Se calcularon las series del nivel del segmento ST ($ST(n)$), posición y amplitud de la onda T ($T_p(n)$ y $T_a(n)$, respectivamente) y de los dos primeros coeficientes de la transformada de KL aplicada sobre el segmento ST ($\alpha_0^{ST}(n)$, $\alpha_1^{ST}(n)$), onda T ($\alpha_0^T(n)$, $\alpha_1^T(n)$) y complejo ST-T ($\alpha_0^{STT}(n)$, $\alpha_1^{STT}(n)$). Estas series temporales fueron estimadas a lo largo de todo el procedimiento, es decir, antes, durante y después de la angioplastia. En la figura (3) pueden verse las diferentes medidas evaluadas sobre el periodo de repolarización.

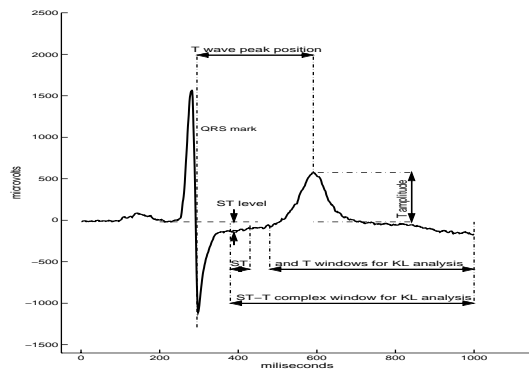


Figura 3: Medidas locales y globales.

Para comparar los diferentes índices se calculó un parámetro de sensibilidad para cada uno de ellos. En la figura (4) puede verse un ejemplo de cómo se derivó este parámetro (el ejemplo corresponde a las series del ST). En primer lugar, se hizo una estimación de las variaciones normales de los índices en un registro de control previo a la angioplastia, donde se calculó la media y la desviación standard (sd_{index}) de los mismos. Durante la oclusión de la arteria se midió la magnitud de los cambios inducidos en cada índice, $\Delta index$, aplicando un modelo de regresión lineal. En 4 oclusioniones (4.35%) el máximo de las variaciones se produjo algunos segundos antes de concluir la angioplastia, y en estos casos se tomó dicho instante para calcular $\Delta index$. El parámetro de sensibilidad se definió como sigue:

$$f_{index} = \frac{\Delta index}{sd_{index}} \quad (2)$$

donde $index$ puede ser cada uno de los índices estudiados. Para definir una regla de decisión que permitiera definir cuando se han detectado cambios en cada uno de los índices, se aplicó un umbral η al parámetro de sensibilidad f_{index} y cuando $f_{index} > \eta$ se considera la detección. Para cada paciente, en cada derivación, se aplicó la regla de decisión con diferentes valores de η sobre cada uno de los índices para decidir si se había producido o no la detección de cambios en el ECG.

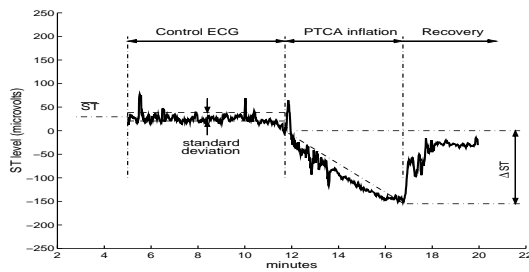


Figura 4: Ejemplo de evolución de las series durante PTCA y derivación del parámetro de sensibilidad para $ST(n)$.

4 Resultados y discusión

La media y la desviación standard de los cambios reflejados en los diferentes índices y de sus correspondientes parámetros de sensibilidad fueron calculados sobre todo el grupo de estudio. Los cambios inducidos por la oclusión sobre el ECG fueron notables: se observaron cambios importantes tanto en el segmento ST (media entre 47 y 174 μV , dependiendo de la derivación seleccionada), como en la onda T (media entre 34 y 45 ms, en la posición; y media entre 71 y 272 μV , en la amplitud). Mediante inspección de las series de $T_p(n)$ y $T_a(n)$ se detectaron cambios de morfología en la onda T (transiciones de fase e inversiones, respectivamente), y en 32 oclusioniones (35%) se hallaron dichos cambios en al menos una de las derivaciones estudiadas. Se aplicó la regla de decisión con diferentes valores de η sobre los parámetros de sensibilidad de cada uno de los índices. Los resultados de porcentajes de detección para los índices o combinaciones de los mismos (con $\eta = 4$) se muestran en la figura (5). La combinación de dos índices, como en $T_{(p,a)}$, $\alpha_{(0,1)}^{STT}$, $\alpha_{(0,1)}^{ST}$ y $\alpha_{(0,1)}^T$, implica que se considera detección cuando uno de los dos o los dos sobrepasan el umbral η . Además se consideran los resultados de detección para una combinación quasi-ortogonal (QO) de las derivaciones I, III y V2. Parece evidente que los mejores resultados de detección se obtienen con los índices globales derivados de la KLT ($\alpha_{0,1}^{STT}$ (85% de media entre las nueve derivaciones y 96% en la combinación QO)) respecto a los índices locales ($ST(n)$ (64% de media y 86% en QO) y $T_{(p,a)}$ (66% de media y 91% en QO)), como puede apreciarse por la distancia entre las dos líneas más destacadas (de la figura (5), que representan a $\alpha_{0,1}^{STT}$ y al clásico $ST(n)$). De hecho, es la combinación α_i^{STT} la que mayor sensibilidad presenta, poniendo de manifiesto que los cambios en el proceso de repolarización podrán ser mejor detectados contemplando la información de todo el complejo ST-T.

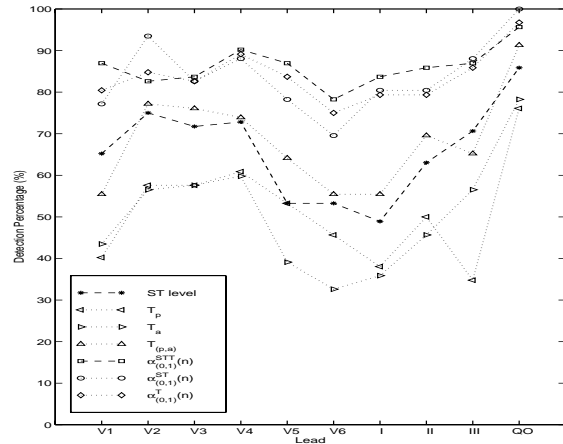


Figura 5: Porcentajes de detección de variaciones.

Para tener una aproximación al problema de la especificidad se aplicaron diferentes valores de η . En la figura (6) puede apreciarse que al aumentar el umbral las detecciones lógicamente decrecen manteniéndose siempre el índice basado en KL como el de mayor capacidad de detección. Para fijar dicho valor sería necesario tener un mayor conocimiento de la severidad isquémica infligida por medio de otras técnicas (imágenes nucleares, medida de flujos colaterales, etc.), y tener la capacidad de distinguir entre cambios isquémicos y no isquémicos.

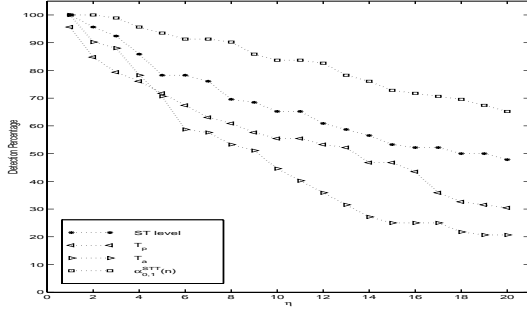


Figura 6: Evolución de los porcentajes de detección en función del umbral η .

Para estudiar la incidencia de la isquemia tanto en el segmento ST como en la onda T hemos distinguido entre pacientes que no presentaron ningún tipo de variación (*caso 0 0*), aquellos que mostraron cambios únicamente en la onda T (*caso 0 1*), aquellos que sólo lo hicieron en el segmento ST (*caso 1 0*), y por último, pacientes que sufrieron tanto variaciones en la onda T como desviaciones del ST (*caso 1 1*). Esta clasificación se hizo de dos modos: a partir de medidas locales ($ST(n)$ y $T_{(p,a)}(n)$) y globales ($\alpha_{0,1}^{ST}(n)$ y $\alpha_{0,1}^T(n)$). Los resultados obtenidos con el primer criterio (ver figura (7)) mostraron que las derivaciones V2, V3 y V4 parecen tener la respuesta más sensible a la isquemia inducida (menor número de *casos 0 0*), y que las desviaciones del ST suelen ir acompañadas de variaciones de la onda T (*caso 1 1*) en la mayoría de los casos (49%). Además se presentan cambios en la onda T sin variaciones del ST. Al utilizar los índices globales los resultados mostraron las mismas características pero con índices de detección mayores.

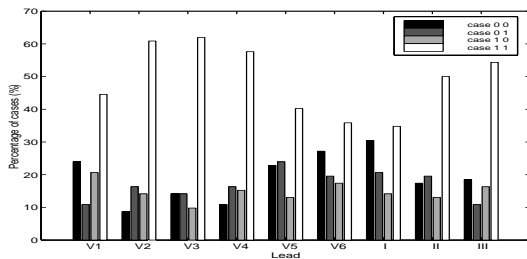


Figura 7: Diferente incidencia de la isquemia.

5 Conclusiones

Se han estudiado los cambios inducidos por angioplastia en el periodo de tiempo que va desde el fin de la depolarización activa hasta el final de la repolarización mediante diferentes medidas tanto locales como globales. Las series temporales de coeficientes de la transformada de KL aplicada sobre el complejo ST-T ($\alpha_{0,1}^{STT}(n)$) mostraron la mayor sensibilidad en la detección de dichos cambios (en torno al 85%) frente a otras medidas locales (64% con $ST(n)$ y 66% con $T_{(p,a)}(n)$). Esto parece indicar que los cambios isquémicos inducidos se manifiestan en el ECG a lo largo de todo el complejo ST-T y no sólo en posiciones específicas. Esto se corroboró en el estudio de los diferentes patrones de variaciones dado que el mayor número de pacientes presentó cambios tanto en el ST como en la onda T. Además, el número de pacientes con cambios sólo en la onda T fue al menos tan grande como el opuesto, estando en acuerdo con las hipótesis de la evolución isquémica. Este estudio pone de manifiesto que las variaciones isquémicas inducidas en la repolarización serán mejor detectadas mediante índices que provengan de técnicas de representación global.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el proyecto TIC94-0608-02:02. CICYT, y PIT06/93 CONAI. Este estudio forma parte de las investigaciones del proyecto STAFF.

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] N.B. Wagner, D.C. Sevilla, M.W. Krucoff, K.L. Lee, K.S. Pieper, K.K. Kent, R.K. Bottner, R.H. Selvester, and G.S. Wagner, "Transient alterations of the QRS complex and ST segment during percutaneous transluminal balloon angioplasty of the left anterior descending coronary artery," *The American Journal of Cardiology*, vol. 62, pp. 1038–1042, 1988.
- [3] C. W. Therrien, *Discrete random signals and statistical signal processing*, Prentice-Hall, 1992.
- [4] J. García, S. Olmos, G.B. Moody, R.G. Mark, and P. Laguna, "Adaptive estimation of Karhunen-Loève series applied to the study of ischemic ECG records," in *Computers in Cardiology*, IEEE Computer Society Press, 1996, pp. 249–252.