Sistema de Detección de Cambios Posturales Durante la Monitorización de ECGs Basado en la KLT

J. García[1], M. Åström[2], L. Sörnmo[2] y P. Laguna[1],

[1]Grupo de Tecnologías de las Comunicaciones, CPS. Universidad de Zaragoza.
[2]Signal Processing Group, Dept. of Applied Electronics, Lund University, Sweden.
E-mail: jogarmo@posta.unizar.es

Abstract

Changes in body position are sometimes mistaken for as myocardial ischemia during ambulatory ECG monitoring. A method based on the Karhunen-Loève technique is investigated for detecting them. The results show that reliable detection is possible in more than 90% of the cases.

1 Introducción

El electrocardiograma (ECG) de superficie se ha convertido en la técnica no invasiva de diagnóstico de enfermedades cardiacas de mayor uso en la rutina clínica. Los cambios de posición del cuerpo o BPCs (*"body position changes"*) son frecuentemente confundidos con procesos isquémicos durante la monitorización de ECGs en unidades de cuidados intensivos. En los equipos comerciales actuales parece no haber sistemas que permitan controlar las falsas alarmas producidas o debidas a los BPCs. Algunos trabajos previos han descrito los efectos de los BPCs sobre las ondas que componen la señal ECG, pero en general, de un modo cualitativo y sin abordar el problema de la detección de los mismos [1, 2].

El objetivo de este trabajo consiste en desarrollar un método que permita detectar BPCs en el ECG, de modo que se cancelen las posibles falsas alarmas debidas a los mismos durante la monitorización de isquemia de miocardio.

2 Grupo de estudio

Para estudiar el detector de BPCs, se registró digitalmente una base de datos compuesta por 20 ECGs de alta resolución (f_s=1KHz, lsb=0.6 μV), cada uno de 20 minutos de duración, en voluntarios sin aparentes deficiencias cardiacas. El siguiente protocolo de cambios en la posición, con un BPC cada minuto, fue llevado a cabo: *tendido supino → sobre costado derecho → tendido supino → sobre costado izquierdo → ... .*

Las variaciones inducidas por los BPC afectaron la morfología del ECG y resultaron ser superiores (en el 42% de los casos) a las variaciones consideradas por los cardiólogos en la definición de episodios isquémicos (ver figura 1).

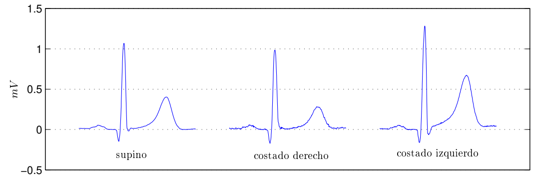

Figura 1: *Latidos de un mismo sujeto correspondientes a las tres posiciones de registro.*

3 Métodos

Diversas etapas de pre-procesado de la señal ECG fueron aplicadas: obtención de las derivaciones ortogonales a partir de las estándar, atenuación de variaciones de línea de base, detección de QRS, y eliminación de latidos con relación señal a ruido baja o con diferencias en el nivel isoeléctrico con los latidos adyacentes superiores a 400 μV.

3.1 El método de la KLT

La transformada de Karhunen-Loève (KLT) aplicada sobre las diferentes ondas del ECG permite estimar las variaciones morfológicas de las mismas [3]. La evolución dinámica de la señal puede estudiarse a partir de los cambios en los coeficientes de las series de KLT, $\alpha_i^j(n)$ (de i-ésimo orden, en la derivación j-ésima, para el latido n), y su estimación ha permitido, en trabajos previos, caracterizar variaciones isquémicas en diferentes tipos de registros [3, 4].

3.2 Estructura del detector

El detector de BPCs propuesto considera la información de las variaciones en los complejos QRS y ST-T, calculando una función $\mathcal{F}(t)$ a partir de las series de KLT correspondientes a tales complejos:

$$\mathcal{F}(t) = \lambda_{QRS} \cdot f_{QRS}(t) + \lambda_{STT} \cdot f_{STT}(t) \qquad (1)$$

donde λ_{QRS}, λ_{STT} son los pesos de cada función, y f_{QRS}, f_{STT} son las funciones de cambio de cada complejo, obtenidas directamente como la distancia entre los sucesivos vectores de KLT y un valor medio de referencia *(ref)* estimado durante los 20 primeros latidos del registro, según la expresión:

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

Sólo se consideran las primeras 4 componentes (de mayor representación) y el coeficiente $\alpha_i^j(t)$ es el obtenido tras remuestreo uniforme de $\alpha_i^j(n)$. Dado que las variaciones asociadas a los BPCs suelen reflejarse en mayor medida en el QRS, los pesos seleccionados experimentalmente fueron λ_{QRS}=0.8, λ_{STT}=0.2. Además se eliminaron valores anómalos en la función $\mathcal{F}(t)$ mediante un método basado en filtros de mediana (MAD), lo que permitirá presumiblemente reducir falsos positivos en registros isquémicos. La función $\mathcal{F}(t)$ presentará variaciones abruptas cuando un BPC tenga lugar, y para detectarlas, se utilizó un filtro adaptado (ver figura 2) seguido por un rectificador, y un posterior sistema de detección basado en los detectores no paramétricos con tasa de falsa alarma constante (CFAR) [5]. Estos sistemas (ver

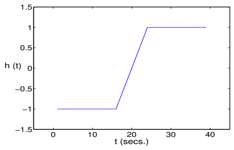

Figura 2: *Filtro adaptado: respuesta impulsional.*

figura 3) basan la detección en la comparación, C, del valor de cada muestra con los de sus vecinos, definiendo un número de veces, r, en el que ésta es positiva ($x_0 > x_i$), y que debe alcanzar un umbral, η. Para evitar la detección de picos pequeños se añadió un segundo umbral, η_2, requerido a las entradas del sistema ($x_0 \geq \eta_2$). Un ejemplo del funcionamiento del detector (BPCs anotados ($\triangle$) y detectados (+)) se muestra en la figura 4.

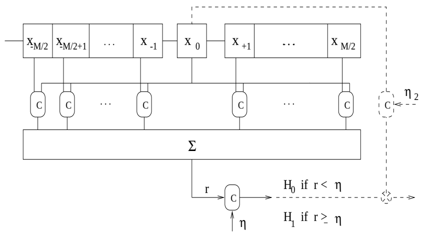

Figura 3: *Diseño básico de un sistema CFAR* ($-$), *y modificación añadida* ($--$).

4 Resultados

La evaluación del funcionamiento del detector se llevó a cabo atendiendo a su sensibilidad (S) y predictividad positiva ($+P$), y los resultados tras aplicarlo a la base de datos descrita en la sección 2 se muestran en la tabla 1.

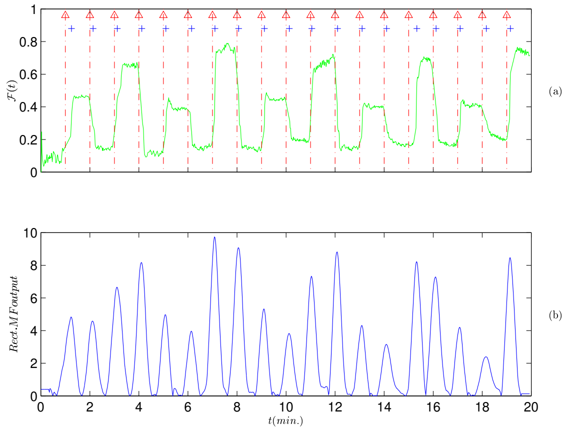

Figura 4: *Ejemplo de detección de BPCs sobre la función $\mathcal{F}(t)$ en (a), y de la correspondiente salida rectificada del filtro adaptado (b).*

detector	S	+P
KLT-CFAR	97 %	97 %
+ filtro MAD	94 %	96 %

Tabla 1: *Estadísticas de funcionamiento del detector de BPCs.*

5 Conclusiones

Se ha diseñado un sistema que es capaz de detectar BPCs con elevadas prestaciones. No obstante, un posterior estudio en registros isquémicos es necesario para validar su utilización respecto a falsas alarmas.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado parcialmente por los proyectos TIC97-0945-C02-02 CICYT, P40/98 CONSID, y 89-03381P NUTEK.

Referencias

[1] M.G. Adams and B.J. Drew, "Body position effects on the electrocardiogram: implications for ischemia monitoring", *J. of Electrocardiology*, vol. 30, no. 4, pp. 285–291, 1997.

[2] T. Jernberg, B. Lindahl, M. Högberg, and L. Wallentin, "Effects on QRS-waveforms and ST-T-segment by changes in body position during continuous 12-lead ECG: A preliminary report", in *Computers in Cardiology*. IEEE Comp. Soc., 1997, pp. 461–464.

[3] P. Laguna, G.B. Moody, J. García, A.L. Goldberger, and R.G. Mark, "Analysis of the ST-T complex of the electrocardiogram using the Karhunen-Loève transform: adaptative monitoring and alternans detection", *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 37, pp. 175–189, 1999.

[4] 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", *Comput. Biomed. Res.*, vol. 31, no. 4, pp. 271–292, August 1998.

[5] N. Levanon, *Radar principles*, John Wiley & Sons, New York, 1988.