

Evaluación de un detector de isquemia basado en la raíz cuadrática media sobre la base de datos LTST con cancelación de cambios posturales

A. Mincholé Lapuente¹, B. Skarp¹, F. Jager² y P. Laguna Lasasa¹

¹ Dep. de Ingeniería Eléctrica y Comunicaciones, Universidad de Zaragoza, España, {minchole,laguna}@unizar.es

² Faculty of Computer and Information Science, University of Ljubljana, Ljubljana, Slovenia, Franc.Jager@fri.uni-lj.si

Resumen

En este trabajo presentamos un detector de isquemia basado en las series de la raíz cuadrática media (RMS) del intervalo ST desarrollado y validado utilizando la base de datos "European Society of cardiology ST-T" (ESCDB). La evaluación del funcionamiento del detector en términos de sensibilidad/predictividad positiva (S/+P) en esta base de datos es del 85%/86%. Nuestro objetivo ahora es reevaluar el detector en una base de datos más completa, la "Long-Term ST database" (LTSTDB), donde episodios de ST de diferentes naturalezas están presentes, construyendo un escenario mucho más complejo. Una adaptación directa del detector basado en la RMS reduce las cifras a un 70%/68%. Esto se debe, aparte de otras razones, a la presencia en la base de datos de episodios de ST generados por cambios posturales que pueden ser malinterpretados como isquémicos. La incorporación de un detector de cambios posturales al anterior detector mejora notablemente las cifras hasta un 75%/71%.

1. Introducción

Hoy en día la monitorización de ECG durante 24 horas se utiliza de forma habitual para evaluar a pacientes con la enfermedad de la arteria coronaria. La larga duración y la gran cantidad de datos de estos registros requieren algún tipo de automatización mediante técnicas de procesamiento de señal para detectar potenciales episodios de isquemia en la señal de ECG.

La base de datos, "Long Term ST" (LTSTDB) [1], contiene 86 registros de 24 horas de duración con un gran número de episodios de ST isquémicos y no isquémicos tales como episodios relacionados con cambios del ritmo cardiaco, cambios posturales o bloqueos de rama, anotados por expertos. Por lo tanto, la LTSTDB se convierte en una herramienta mucho más interesante y extensa para evaluar y desarrollar detectores de isquemia comparado con la anterior base de datos "European Society of cardiology ST-T" (ESCDB) [2].

Analizando cambios en el segmento ST, la isquemia se puede diagnosticar con la ayuda de los registros Holter. Sin embargo cambios en el segmento ST puede ser también el resultado de otras causas tales como episodios relacionados con cambios en el ritmo cardiaco (HR),

movimientos rápidos en los ejes eléctricos del corazón debidos a cambios posturales y a cambios de conducción entre otros.

Los detectores fiables de episodios de ST deberían ser capaces de distinguir entre cambios de ST isquémicos y no isquémicos aunque ésta tarea sigue siendo un desafío hoy en día [3].

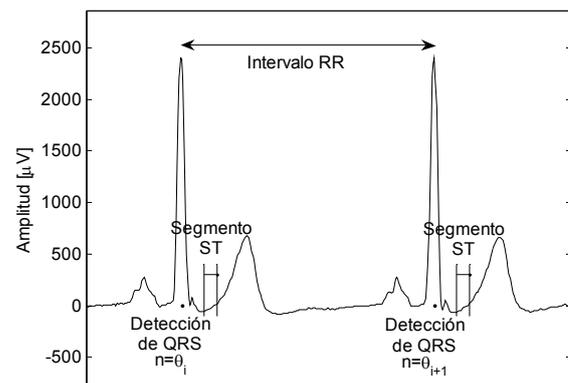


Figura 1. Ejemplo de dos latidos donde las detecciones de QRS, la segmentación del ST y el intervalo RR están representadas.

En este trabajo agruparemos los episodios de ST relacionados con cambios de ritmo y los isquémicos como objetivo de la detección. Por lo tanto intentaremos cancelar falsas detecciones debidas a cambios posturales (BPC) y a cambios de conducción. Estos dos tipos de episodios son los responsables de cambios bruscos del segmento ST dando como resultado una función tipo escalón en diferentes representaciones del complejo QRS y del segmento ST como por ejemplo la transformada Karhunen-Loève (KLT) [4].

Presentamos un detector de isquemia desarrollado por nuestro grupo [5] y basado en las series de la raíz cuadrática media (RMS) del intervalo de repolarización. Fue desarrollado y validado utilizando la ESCDB y aquí incorporaremos nuevos módulos para mejorar su funcionamiento bajo la perspectiva de la nueva LTSTDB. Se integraran un detector de cambios de ST basado en la RMS con un detector de BPC para cancelar falsas alarmas

y mejorar la predictividad positiva del detector de isquemia.

2. Métodos

2.1. Base de datos “Long Term ST”

La base de datos Long Term ST (LTSTDB) se compone de 86 registros Holter de dos o tres derivaciones, de 21 a 24 horas de duración.

Se ha provisto de anotaciones completas de la base de datos siguiendo diferentes protocolos de anotación. Un episodio de ST isquémico o no isquémico relacionado con cambios de HR, tiene que ser significativo para ser anotado, es decir, tiene que seguir las siguientes reglas: a) un episodio comienza cuando la magnitud de la función de desviación del segmento ST supera los 50 mV , b) finaliza cuando la desviación es menor de 50 mV siempre que no supere los 50 mV de nuevo en menos de 30 s y c) la desviación debe alcanzar una magnitud de V_{min} y durar al menos T_{min} . Ver Tabla 1.

| Protocolo | $V_{min} [\text{mV}]$ | $T_{min} [\text{s}]$ |
|-----------|-----------------------|----------------------|
| A | 75 | 30 |
| B | 100 | 30 |
| C | 100 | 60 |

Tabla 1. Descripción de las características de los 3 protocolos de anotación de la LTSTDB

2.2. Detector de cambios del segmento ST

El detector esta basado en unas series que se calculan como la RMS de la diferencia entre un latido medio y cada latido en el intervalo ST. Después a las series resultantes se les aplica un umbral adaptativo.

Primero se aplican las técnicas de preprocesado en el ECG original, $x_l(n)$, donde l es la derivación correspondiente. El preprocesado consiste en primero aplicar un detector de QRS [6] para encontrar la posición del QRS en cada i -ésimo latido (θ_i) y eliminar algunos latidos que el detector considera no normales, después se atenúa la línea de base con la técnica de los esplines cúbicos y finalmente se rechazan latidos ruidosos (aquellos cuya razón señal ruido (SNR) es menor que una SNR actualizada con un promediado exponencial, o con diferencias en el nivel isoeléctrico medio con respecto a los latidos adyacentes superiores a $400 \mu\text{V}$). Para evitar la influencia del ruido de altas frecuencias en las series de RMS, el ECG se filtra paso bajo usando un filtro de fase lineal FIR con una frecuencia de corte de 25 Hz .

La segmentación del ST (ver Figura 1) se hace seleccionando una ventana de longitud fija de 50 ms , $x_{ST,i}^i(n)$, definida como:

$$x_{ST,i}^i(n) = x_l(n_{ST_0}^i + n); \quad n = 0, \dots, N - 1$$

$$n_{ST_0}^i = \theta_i + \frac{40}{1000} f_s + 1.3 \sqrt{\frac{rr_i}{1000}} f_s$$

donde $N=(50/1000) f_s$ es la longitud del segmento ST, f_s es la frecuencia de muestreo (250 Hz en toda la base de datos) y rr_i representa el intervalo RR en el latido i -ésimo en ms.

Para calcular las series RMS un latido medio de referencia $\bar{x}_{ST,i}(n)$ ha de ser definido. Para esto se crean una series de ST definidas como la primera muestra del segmento ST de cada latido, $x_{ST,i}^i(1)$ con $i=1, \dots, I$, donde I es el número total de latidos. En ésta serie se busca un intervalo de 30 minutos llamado “intervalo de referencia” con dos restricciones: tener la menor amplitud pico a pico y estar el intervalo completo debajo de $4/3$ de la mediana. Dentro de este *intervalo base*, 100 latidos son promediados para calcular el latido medio en cada derivación, $\bar{x}_{ST,i}(n)$.

Finalmente la serie RMS, $y(\theta_i)$, se calcula como:

$$y(\theta_i) = \sum_{l=1}^L \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} (x_{ST,i}^i(n) - \bar{x}_{ST,i}(n))^2}$$

donde L es el número de derivaciones.

Hay diferentes factores que distorsionan las series de $RMS(i)$ y por lo tanto se necesita un postprocesado. Esto se hace eliminando latidos cuya $SNR(i)$ difiere en más de 20 dB de unas series de SNR promediados exponencialmente, $\overline{SNR}(i) = \overline{SNR}(i-1) + \alpha(SNR(i) - \overline{SNR}(i-1))$ con α igual a 0.02 . Más tarde, para eliminar espurios, un filtro de mediana con una ventana de longitud 5 latidos se utiliza en la serie RMS. Esta serie se remuestrea a 1 Hz y un promediado exponencial con α igual a 0.05 se aplica para suavizarla, resultando una serie RMS adecuada para análisis y llamada de aquí en adelante $z(n)$.

El último paso del algoritmo de detección incorpora un umbral adaptativo que funciona considerando la amplitud de las series $z(n)$. El umbral se adapta al añadir una cantidad fija η a la línea de base $\xi(n)$ de la serie $z(n)$ que se estima de la siguiente forma:

$$\xi(n) = \xi(n-1) + \beta(z(n) - \xi(n-1))$$

donde β es un parámetro que ajusta la rapidez en la adaptación de la línea de base de las series $z(n)$. Cuando $z(n) > \xi(n) + \eta$ por un periodo mayor a 45 s , se detecta un episodio y el proceso de actualización de la línea de base queda deshabilitado hasta la finalización de éste. Ver figura 2.

2.3. Detector de cambios posturales

Los cambios posturales (BPC) a menudo se manifiestan como cambios bruscos en los ejes eléctricos y pueden ser

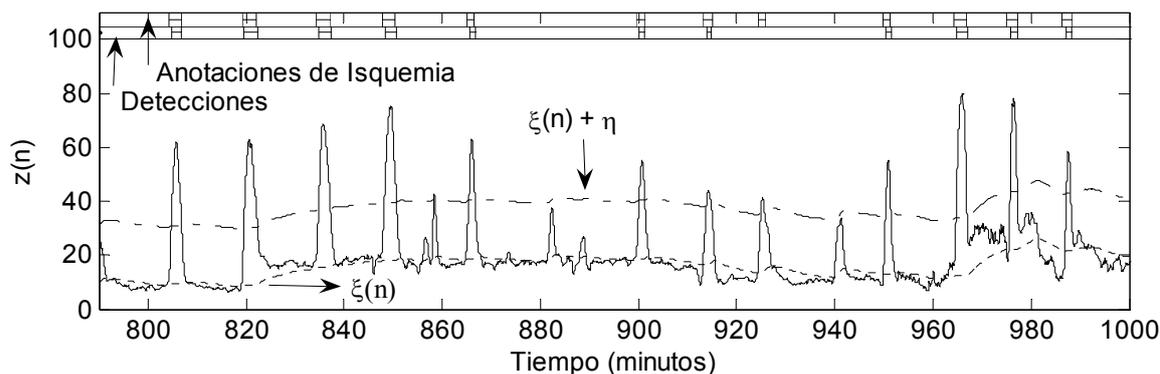


Figura 2. Ejemplo de detección de cambios de ST en el registro 's20591' mostrando, en la barra superior los episodios isquémicos anotados (protocolo B) y en la barra inferior las detecciones. La estimación de línea de base, $\zeta(n)$, (línea de puntos) y el umbral (línea discontinua) están graficadas sobre las series de $z(n)$.

clasificados erróneamente como isquémicos durante la monitorización ambulatoria. Estudios previos utilizan la transformada Karhunen-Loève (KLT) para detectar episodios no isquémicos tales como cambios posturales o de conducción [7]. Durante estos episodios no isquémicos, el complejo QRS cambia rápidamente (generalmente durante un periodo de medio minuto) generando el patrón de una función escalón en sus series de coeficientes de la KLT.

En este trabajo se modificó la técnica de detección de BPC [7] para cancelar cambios de conducción y de ejes. Se utilizaron dos series que son algunas de las diferentes combinaciones de pares de series incluyendo la KLT o el RMS del complejo QRS o del segmento ST. El detector inicialmente busca cambios de tipo escalón en ambas series, filtrándolas con una función escalón unitario (216 s los dos intervalos planos y con una transición lineal entre ellas de 72 s) y aplicando un umbral fijo. Después, estas detecciones se corroboran forzando un intervalo plano antes y después de ellas. Finalmente una combinación lógica de los episodios detectados en ambas series nos dará las detecciones finales de BPC.

El par de series con mejores resultados fueron las dos series de RMS del complejo QRS y del segmento ST y por lo tanto fueron la elegidas en el detector final de BPC.

3. Resultados

En la evaluación del funcionamiento del detector se han utilizado dos tipos de estadísticas: la estadística grosera (g) y estadística de promediado (av). En la estadística grosera a cada episodio se le da el mismo peso mientras que en la estadística de promediado se le da el mismo peso a cada registro.

Ya que el detector busca cambios en el segmento ST, los episodios isquémicos y los relacionados con el ritmo cardiaco han sido agrupados juntos para la evaluación de éste. El protocolo de anotación de la LTSTDB que se usa por defecto es el B ya que sigue los mismos criterios que

las anotaciones de la ESCDB en la que las cifras de la evaluación alcanzaron en términos de sensibilidad / predictividad positiva (S/+P) 85%/86%.

En primer lugar, destacamos que una adaptación directa del anterior detector basado en la RMS y desarrollado para la ESCDB con los mismos valores de los parámetros, $\eta=18.1$ y $\beta=0.0083$, reduce las cifras de la evaluación en la LTSTDB en términos de S/+P a 70.5%/68.2%. Ver Tabla 2, "Anterior RMS"

Después de incluir en el módulo de preprocesado la búsqueda del "intervalo base" para definir el latido medio $\bar{x}_{ST_i}(n)$, y modificar η a 21.5 y β a 0.0103, la evaluación mejora de forma significativa (S/+P: 76.3%/69.5%) como muestra la Tabla 2, "No det. BPC".

Se evaluó también la necesidad de incluir técnicas de cancelación de BPC y dio resultados positivos ya que un detector ideal de BPC mejoraría la predictividad positiva sobre un 5%. Ver Tabla 2, "BPC Ideal".

| | S(g) | P(g) | S(av) | P(av) |
|--|-------|-------|-------|-------|
| ANTERIOR RMS | | | | |
| <i>Anterior RMS</i> | 70.5% | 68.2% | 70.1% | 62.0% |
| NUEVO RMS CON BÚSQUEDA DEL "INTERVALO BASE" | | | | |
| <i>No det. BPC</i> | 76.3% | 69.5% | 79.1% | 64.4% |
| <i>BPC Ideal</i> | 76.3% | 74.7% | 79.1% | 70.1% |
| <i>BPC Real</i> | 75.3% | 71.0% | 78.1% | 66.4% |
| <i>No HR</i> | 79.6% | 62.2% | 82.0% | 52.4% |

Tabla 2. Evaluación del detector original [5] ($\eta=18.1$ y $\beta=0.0083$) y el nuevo ($\eta=21.5$ y $\beta=0.0103$) sobre la LTSTDB.

Utilizando el detector de cambios posturales desarrollado con el par de series RMS del complejo QRS y del segmento ST, la evaluación no alcanzó los resultados ideales ya que la cancelación de falsas detecciones de

BPC también reduce la S del detector de cambios del segmento ST. Ver Tabla 2, “*BPC Real*”.

Si restringimos la detección a únicamente los episodios de isquemia y consideramos los relacionados con el ritmo cardiaco como falsos positivos, la evaluación del detector mejora en S (ver Tabla 2, “*No HR*”) pero disminuye en $+P$. El detector muestra una mejor habilidad para detectar cambios isquémicos pero a la vez necesita reglas de cancelación de detecciones de HR que hacen disminuir $+P$.

El análisis de la evaluación del detector completo en cada uno de los tres protocolos se muestra en la Tabla 3. Los valores de los parámetros η y β están fijos con los valores de 21.5 y 0.0103 respectivamente habiéndolos ajustado al protocolo B.

| | S(g) | P(g) | S(av) | P(av) |
|--------------------|-------|-------|-------|-------|
| <i>Protocolo A</i> | 56.3% | 82.8% | 61.7% | 80.5% |
| <i>Protocolo B</i> | 75.3% | 71.0% | 78.1% | 66.4% |
| <i>Protocolo C</i> | 84.1% | 60.5% | 83.7% | 54.4% |

Tabla 3. Evaluación del detector basado en la RMS sobre la LTSTDB con el detector implementado de BPC en los tres protocolos de anotación.

4. Discusión y conclusiones

El detector basado en la RMS muestra una caída significativa en su evaluación sobre la LTSTDB comparando estos con los resultados obtenidos sobre la ESCDB. La razón principal se debe al hecho de que la LTSTDB es mucho mas larga y contiene una amplia variedad de episodios distintos de la vida real y por lo tanto un mayor número de episodios no isquémicos comparado con la ESCDB.

En la LTSTDB varias combinaciones de diferentes derivaciones fueron utilizadas. Este hecho afecta a la evaluación del detector negativamente ya que la isquemia se refleja de forma distinta en distintas derivaciones en cada registro y en cada paciente.

Es claro que la búsqueda de un intervalo de referencia mejora notablemente los resultados en la evaluación (Tabla 2, “*No det. BPC*”) mientras que el detector de BPC apenas los eleva (Tabla 2, “*BPC Real*”). De todas formas esta mejora alcanza el 20% del mejor resultado posible de este detector (Tabla 2, “*BPC Ideal*”) lo que evidencia las dificultades en el desarrollo de detectores robustos de BPC en registros ambulatorios.

Si intentamos solamente detectar episodios isquémicos evitando los relacionados con cambios en el ritmo cardiaco la sensibilidad alcanza un 82% (Tabla 2, “*No HR*”). Este resultado sugiere la necesidad de desarrollar reglas de cancelación para estos episodios si no son de interés.

Si observamos la tabla 3, el protocolo C es el más exigente con menor numero de episodios isquémicos y relacionados con cambios en el HR anotados lo que hace que el detector mejore su S y por consecuencia caiga su $+P$. Por otra parte el protocolo A que es el menos exigente tiene muchos episodios anotados lo que hace que sea su S la que decaiga y mejore su $+P$. Estudios con distintos parámetros η y β para los protocolos A y B permitirán ajustar su relación $S/+P$.

En resumen se certifica que el detector de isquemia basado en la RMS sobre la LTSTDB reduce la S obtenida para la ESCDB y necesita más reglas de cancelación teniendo en cuenta los diferentes orígenes de los episodios de ST.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido realizado bajo el marco de los proyectos: TEC2004-05263-C02-02/TCM del MCYT / FEDER y T30 de la DGA y también mediante una beca personal a A. Mincholé del programa ‘Europa XXI’ patrocinado por la CAI y CONSI+D.

Referencias

- [1] Jager F, Taddei A, Moody G, Emdin M, Antolic G, Dorn R, Smrdel A, Marchesi C, Mark R. Long-term st database: a reference for the development and evaluation of automated ischaemia detectors and for the study of the dynamics of myocardial ischaemia. *Med Biol Eng Comput*, vol. 41, pp 172–182, 2003.
- [2] Taddei A, Distanti G, Emdin M, Pisani P, Moody G, Zeelenberg C, Marchesi C. The european st-t database: standard for evaluating systems for the analysis of st-t changes in ambulatory electrocardiography. *Eur Heart J*. vol. 13, pp 1164–1172, 1992.
- [3] Jager F, Moody G, Marc R. Characterization of transient ischemic and non-ischemic st segment changes. *Comput. Cardiol*. Los Alamitos, IEEE Comput. Soc. Press, pp 721–724, 1995.
- [4] Smrdel A, Jager F. Automated detection of transient stsegment episodes in 24 h electrocardiograms. *Med Biol Eng Comput*. vol. 42, pp 303–311, 2004.
- [5] García J, Sörnmo L, Olmos S, Laguna P. Automatic detection of st-t complex changes on the ECG using filtered RMS difference series: Application to ambulatory ischemia monitoring. *IEEE Trans on Biomedical Engineering*, vol. 47, no. 9, pp 1195–1201, 2000.
- [6] Moody G, Mark R. Development and evaluation of a 2-lead ECG analysis program. *Computers in Cardiology*. Los Alamitos, IEEE Comput. Soc. Press, 1982; 39–44.
- [7] García J, Astrom M, Mendive J, Laguna P, L.Sörnmo. ECG-based detection of body position changes in ischemia monitoring. *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 25, no. 6, pp 501–507, 2003.
- [8] Jager F, Moody GB, Taddei A, Mark RG. Performance measures for algorithms to detect transient ischemic st segment changes. *Computers in Cardiology*. Los Alamitos, IEEE Computer Society Press, pp. 369–372, 1991.