

OBTENCIÓN ROBUSTA DE LA HISTÉRESIS DEL ST/HR EN REGISTROS ECG DE PRUEBA DE ESFUERZO

Raquel Bailón¹, Salvador Olmos¹, Pedro Serrano², José García¹, Pablo Laguna¹

¹Grupo de Tecnologías de las Comunicaciones (GTC),
Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A),
Universidad de Zaragoza, España

²Departamento de Medicina, Hospital Universitario “Lozano Blesa”, Zaragoza, España

RESUMEN

Recientemente se ha propuesto un nuevo índice, la histéresis del ST/HR, para mejorar la precisión diagnóstica de la prueba de esfuerzo basada en el análisis del ECG. Este parámetro se obtiene a partir del diagrama ST/HR, integrando las fases de esfuerzo y recuperación. Debido al ruido las medidas en las que se basa su cálculo son poco fiables. En este trabajo proponemos un método para estimar de manera automática la histéresis del ST/HR basado en el promediado y rechazo de latidos. Para la evaluación del método se han empleado registros simulados, contruados a partir de latidos promedio más ruido extraído de registros reales de prueba de esfuerzo. Un total de 216 registros diferentes (ruido RMS comprendido entre 114 y 979 μV) fueron evaluados, obteniendo una reducción en el error de estimación del diagrama ST/HR del 77.98 % en media (de 168 a 37 μV) y del 74.41 % en desviación estándar (de 211 a 54 μV). Se concluye que el método propuesto es una herramienta adecuada y robusta para una estimación fiable de la histéresis del ST/HR.

1. INTRODUCCIÓN

Las enfermedades coronarias (CAD) constituyen una de las principales causas de mortalidad en los países desarrollados. La prueba de esfuerzo (ergometría) es una herramienta común, no invasiva y mundialmente accesible empleada para el diagnóstico de CAD. Sin embargo, el método clásico, basado en el nivel del segmento ST, no presenta un buen compromiso sensibilidad-especificidad. Otras técnicas basadas en imagen consiguen diagnósticos más precisos, pero pueden ser invasivas y más costosas. De ahí el interés en el desarrollo de métodos alternativos que aumenten la capacidad diagnóstica de la prueba de esfuerzo en la detección de CAD. Entre ellos, se han propuesto diversos índices obtenidos a partir del diagrama ST/HR [1], de los cuales la histéresis del ST/HR es uno de los más adecuados [2]. Este parámetro se define como la diferencia media en la depresión del segmento ST, para un mismo valor de ritmo cardiaco (HR), entre

la fase de esfuerzo y los primeros 3 minutos de la recuperación. Para calcular la histéresis del ST/HR tanto la depresión del ST como el HR se miden sobre registros ECG de prueba de esfuerzo. Desafortunadamente, estas medidas se ven seriamente afectadas por el ruido debido, principalmente, a la intensa actividad muscular desarrollada durante la prueba. Por tanto, es de gran importancia el estudio de técnicas que alivien este problema, antes de evaluar el impacto clínico en el diagnóstico de CAD de los índices extraídos del diagrama ST/HR. En este trabajo proponemos un método para estimar la histéresis del ST/HR de forma automática y en presencia de ruido.

2. MÉTODOS

El método desarrollado en este trabajo se divide en tres etapas: un *preprocesado* consistente en el filtrado, rechazo de latidos y promediado ponderado de la señal ECG; un *postprocesado* en el que se identifican y rechazan aquellos latidos promedio potencialmente ruidosos; y una última fase en la que se calcula la histéresis del ST/HR, a partir de medidas realizadas sobre los latidos promedio no rechazados.

2.1. Preprocesado

Diversas técnicas de procesado de señal se aplicaron sobre la señal ECG con objeto de reducir el efecto del ruido: detección del complejo QRS y selección de latidos *normales* [3], atenuación de las variaciones de línea de base mediante interpolación con *splines* cúbicas (los nodos de nivel isoelectrico se estimaron promediando 20 ms de señal comenzando 80 ms antes de la posición del QRS) y rechazo de latidos con diferencias de nivel isoelectrico respecto a sus adyacentes superiores a 600 μV .

Dada la naturaleza altamente no estacionaria del ruido presente en los registros de prueba de esfuerzo, se aplicó a la señal ECG un promediado ponderado móvil, en el que cada latido se multiplica por un coeficiente inversamente proporcional a la varianza del ruido presente en dicho latido [4]. Esta varianza de ruido se estima como la potencia de la señal, tras ser filtrada paso-alto (frecuencia de corte 15 Hz), en el intervalo ($QRS - 150$ ms,

Este trabajo ha sido financiado por los proyectos TIC 2001-2167-CO2-02 (CICYT/FEDER) y P075-2001 (CONSID-DGA).

$QRS + 0,7RR$ ms), donde QRS representa la posición del complejo QRS dada por el detector y RR es la distancia en ms entre dos latidos consecutivos. El promediado ponderado móvil se aplicó a la señal ECG en una ventana deslizante de duración 10 latidos y paso de deslizamiento 5 latidos. Así, cada 5 latidos de la señal original se calcularon el latido promedio y la varianza de ruido asociados a cada conjunto de 10 latidos.

2.2. Postprocesado

A pesar del preprocesado anterior y debido al alto contenido de ruido en registros de prueba de esfuerzo, frecuentemente se producen errores en la estimación automática de la depresión del ST. Por tanto, es necesario eliminar las medidas poco fiables antes de la construcción del diagrama ST/HR. Aquellos latidos promedio con varianza de ruido asociada excesivamente elevada (denominados *outliers*) fueron eliminados del estudio. Dado que el nivel de ruido no es constante durante la prueba de esfuerzo, el umbral de rechazo debe variar según los diferentes estadios de la prueba. Por ello empleamos un método de rechazo de latidos con umbral adaptativo, basado en la desviación absoluta mediana (MAD) de las varianzas de ruido de los latidos promedio [5]. Se rechazaron aquellos latidos promedio con varianza de ruido superior a su correspondiente umbral (ver Fig. 1). El umbral asociado a cada latido promedio se definió como la mediana (estimada en un intervalo de 2 minutos) más su respectiva desviación absoluta mediana (MAD), estimada en un intervalo de 5 minutos.

Debido al elevado nivel de ruido en torno al instante de máximo esfuerzo (pico de esfuerzo) y a su naturaleza no estacionaria, todos los latidos alrededor del pico podrían ser considerados como *outliers* y, por tanto, rechazados. Cuando todos los latidos en un intervalo de 15 segundos antes y después del pico de esfuerzo se clasificaron como *outliers*, las medidas correspondientes al pico de esfuerzo se realizaron sobre el latido promedio de mínima varianza de ruido dentro de dicho intervalo.

2.3. Medidas

Las medidas se realizaron sobre cada uno de los latidos promedio no rechazados. Se estimó el nivel del segmento ST promediando 10 ms de señal a una distancia del punto fiducial del QRS dependiente del HR, según [6]:

$$ST = QRS + (40ms + 1,2 \cdot RR^{1/2}).$$

El punto fiducial del QRS se definió como el centro de gravedad del complejo QRS. El valor RR asignado a cada uno de los latidos promedio se calculó como el valor mediano de los RRs correspondientes a los 10 latidos originales incluidos en el promediado. El nivel isoelectrico se estimó promediando 10 ms del intervalo PR, comenzando 70 ms antes del punto fiducial del QRS.

Después, se construyó el diagrama ST/HR: para cada valor de HR se consideró un único valor de depresión de

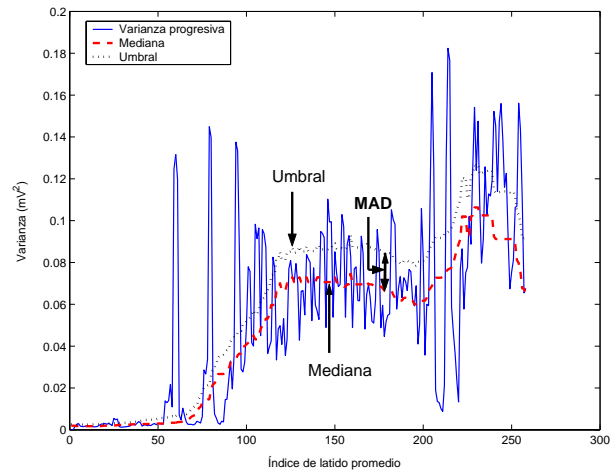


Figura 1. Rechazo de latidos basado en MAD. Los latidos cuya varianza de ruido es superior a su correspondiente umbral son excluidos.

ST (media de todos los valores de ST correspondientes al mismo valor de HR, diferenciando entre las fases de esfuerzo y recuperación) y se aplicó un filtro de mediana (orden 9) a la serie de ST.

La histéresis del ST/HR se calculó a partir de este diagrama ST/HR según [2]: la diferencia en la depresión del ST durante las fases de esfuerzo y recuperación se integró desde el valor de HR correspondiente a los 3 primeros minutos de la recuperación hasta el valor de HR máximo (pico de esfuerzo), dividiendo el resultado por la variación del HR en el intervalo de integración. Ver Fig. 2.

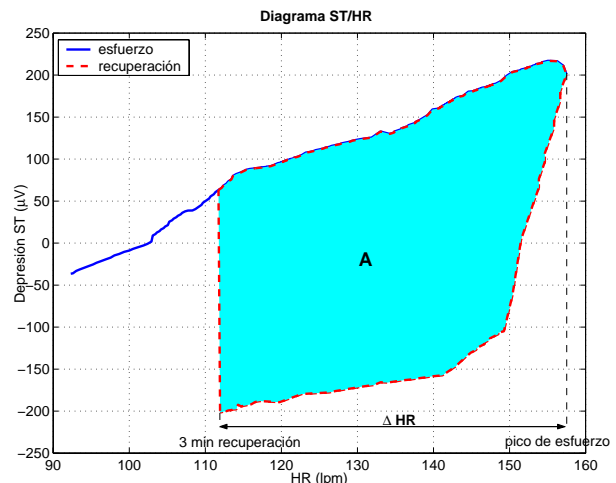


Figura 2. Diagrama ST/HR. histéresis del ST/HR = $\frac{A}{\Delta HR}$; A = área encerrada por la depresión de ST entre el esfuerzo y la recuperación; ΔHR = variación del HR entre el esfuerzo y los 3 primeros minutos de la recuperación.

Para determinar el límite de los primeros 3 minutos de la recuperación, se necesita estimar el pico de esfuerzo. Como en este punto la señal es especialmente ruidosa, se aplicó a la serie de HR un filtro de media de 5 latidos. El pico de esfuerzo se identificó como el instante de máximo

HR de la serie filtrada.

3. SIMULACIÓN

La evaluación del método es difícil, ya que no se puede obtener ninguna referencia de registros ECG reales. Por tanto, simulamos un registro ECG de prueba de esfuerzo. El ECG simulado se construyó a partir de un conjunto de 15 latidos (*patrón*), obtenidos mediante el promediado ponderado de registros reales de ergometría, durante diferentes fases de la prueba de esfuerzo. El HR y la depresión del ST de cada latido *patrón* se modificaron de forma que siguiesen un diagrama ST/HR conocido. El ECG final se construyó mediante la concatenación de repeticiones de estos latidos *patrón* modificados, de manera que tanto el ST como el HR variasen linealmente entre los 15 valores de referencia fijados. El ECG simulado tiene una duración final de aproximadamente 11 minutos.

Después, se simularon registros de ruido sustrayendo a cada uno de los latidos de varios registros reales de prueba de esfuerzo (diferentes del empleado para la construcción del ECG simulado) su correspondiente latido promedio. Debido a las variaciones morfológicas latido a latido los registros de ruido simulados podrían contener componentes del QRS residuales. Para eliminar estos artefactos, que no emulan ruido real, se empleó un método basado en el MAD, similar al descrito anteriormente.

Finalmente, los registros de ruido se añadieron al ECG simulado. La Fig. 3 muestra fragmentos de 10 segundos del ECG simulado, de un registro de ruido y de su adición, durante diferentes fases de la prueba de esfuerzo (reposo, esfuerzo y recuperación, respectivamente).

4. RESULTADOS

El método propuesto se evaluó en un total de 216 registros. Se usaron 4 patrones diferentes de diagrama ST/HR, basados en casos reales publicados en trabajos anteriores [2], y 54 registros de ruido diferentes, con niveles RMS comprendidos entre 114 y 979 μV , extraídos de diferentes derivaciones de registros reales de prueba de esfuerzo.

Se compararon los diagramas ST/HR de los ECG simulados carentes de ruido, con los de los ECG simulados contaminados con ruido, antes y después de aplicar el método. Se estimó una señal de error ($e_i = \widehat{ST}_i - ST_i$) como la diferencia en las medidas de ST entre los registros contaminados (\widehat{ST}_i), antes y después del procesado, y los carentes de ruido (ST_i).

El método aquí propuesto consiguió una reducción en la desviación estándar del error del 76.38% (de 271 a 63 μV). El error absoluto ($|e|$) se redujo de 168 a 37 μV en media (77.98%). La Fig. 4 ilustra la reducción del ruido obtenida por nuestro método para los diferentes patrones de diagrama ST/HR empleados.

Aunque puede apreciarse, tanto numérica como visualmente, la mejora en el diagrama ST/HR introducida

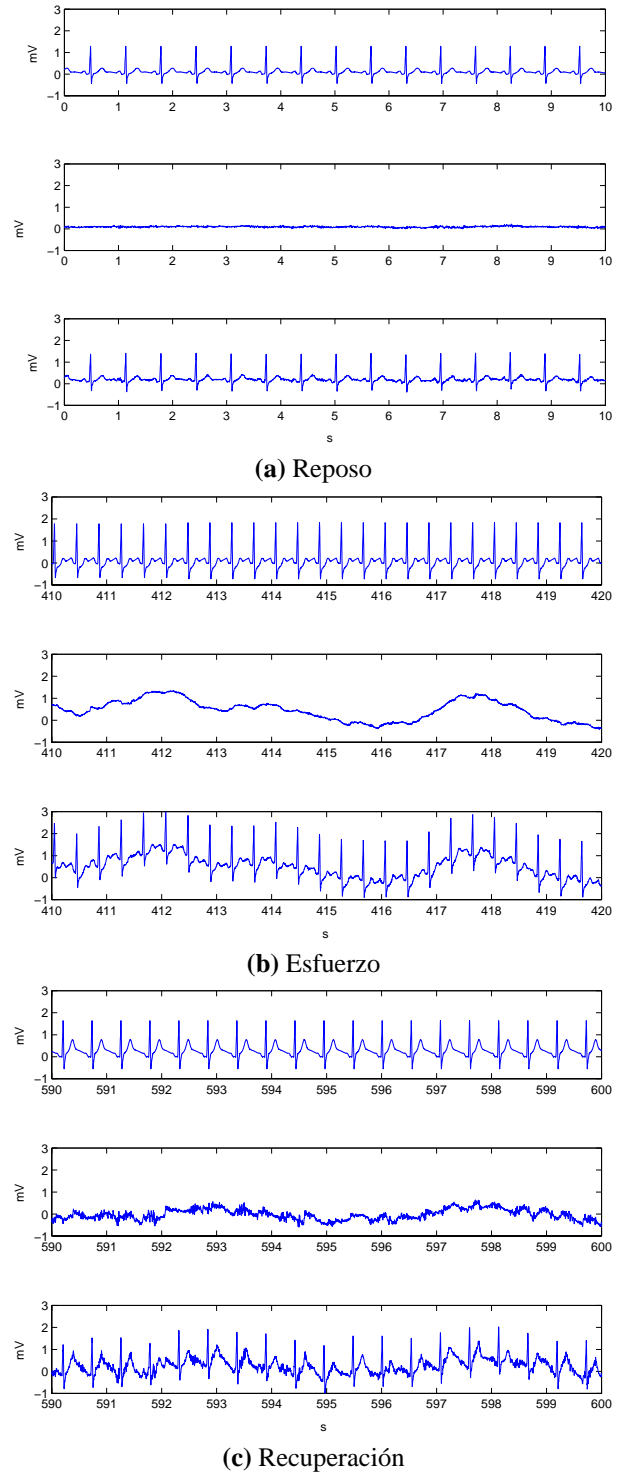


Figura 3. Fragmentos de los registros de prueba de esfuerzo simulados (ECG, ruido y ECG contaminado) durante (a) reposo, (b) esfuerzo y (c) recuperación.

por el procesado, no se obtuvo una reducción significativa del error en la estimación de la histeresis del ST/HR (15.85% en desviación estándar, de 63 a 53 μV , y 14.71% en media, de 34 a 29 μV). Esto puede indicar que la histeresis del ST/HR es, en sí misma, una medida robusta en diagramas ST/HR contaminados con ruido.

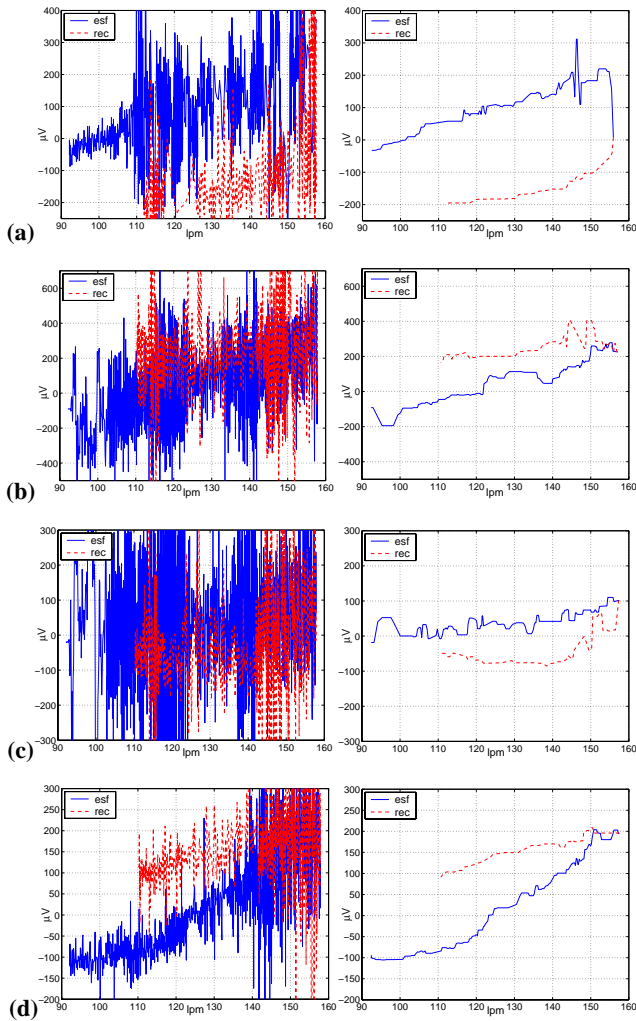


Figura 4. Diagrama ST/HR. **Izda.:** Antes del procesado. **Dcha.:** Después del procesado. [histéresis ST/HR original, histéresis ST/HR estimada, nivel de ruido RMS] (unidades en μV). **(a)** [-281, -289, 472], **(b)** [118, 137, 572], **(c)** [-83, -97, 333], **(d)** [73, 81, 223].

5. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

La intensa actividad muscular desarrollada durante la prueba de esfuerzo origina registros ECG muy ruidosos; como consecuencia, los índices clínicos extraídos de ellos, en particular aquellos basados en medidas de ST, resultan poco fiables. En este trabajo se ha presentado un método robusto para la estimación automática de la histéresis del ST/HR en presencia de ruido, ya que únicamente se emplean en la construcción del diagrama ST/HR medidas fiables, según un procedimiento adaptativo que tiene en cuenta las características no estacionarias del ruido durante la prueba de esfuerzo. La mejora alcanzada por el método en diagramas ST/HR contaminados con ruido es significativa numérica y visualmente y hace posible el uso directo del diagrama ST/HR como herramienta de moni-

torización en el diagnóstico clínico, que sería imposible antes del procesado. Los resultados obtenidos sugieren que la histéresis del ST/HR es en sí misma una medida poco sensible al ruido presente en registros de ergometría y puede explicar por qué ha resultado ser el índice con mayor capacidad diagnóstica de entre todos los extraídos del diagrama ST/HR.

6. BIBLIOGRAFÍA

- [1] R. Detrano, E. Salcedo, M. Passalacqua, and R. Friis, "Exercise electrocardiographic variables: A critical appraisal," *J Am Coll Cardiol.*, vol. 8, pp. 836–47, 1986.
- [2] R. Lehtinen, H. Sievänen, J. Viik, V. Turjanmaa, K. Niemelä, and J. Malmivuo, "Accurate detection of coronary artery disease by integrated analysis of the ST-segment depression/heart rate patterns during the exercise and recovery phases of the exercise ECG test," *American Journal of Cardiology*, vol. 78, no. 9, pp. 1002–1006, 1996.
- [3] G.B. Moody and R.G. Mark, "Development and evaluation of a 2-lead ECG analysis program," in *Computers in Cardiology*. 1982, pp. 39–44, IEEE Computer Society Press.
- [4] M. Hoke, B. Ross, R. Wickesberg, and B. Lütkenhöner, "Weighted averaging: theory and application to electric response audiometry," *Electroencephal. Clin. Neurophysiol.*, vol. 57, pp. 579–584, 1984.
- [5] F. Hampel, E. Ronchetti, P. Rousseeuw, and W. Stahel, *Robust Statistics*, John Wiley & Sons, New York, USA, 1986.
- [6] F. Badilini, W. Zareba, E.L. Titlebaum, and A.J. Moss, *Analysis of ST segment variability in Holter recordings*, pp. 357–372, *Noninvasive Electrocardiology: Clinical Aspects of Holter Monitoring*. Frontiers in Cardiology. W.B. Saunders Company Ltd, London, UK, 1996.