

Detección de arritmias en señales de ECG basada en el algoritmo LMS

Matías Bergerman, Tobías Demeco, Carola Pedrosa, Matías Tripoli

Resumen—En este trabajo se presenta un algoritmo de tiempo real para la detección de arritmias, analizando variaciones morfológicas y cambios de frecuencia presentes en una señal de electrocardiograma (ECG). Ambos casos son detectados de forma paralela mediante implementaciones del algoritmo LMS, aprovechando las características conocidas *a priori* sobre la forma de onda del complejo QRS. El algoritmo desarrollado presenta una sensibilidad del 85,3 % y un valor predictivo positivo del 96,7 % analizado sobre el paciente 100 de la base de datos de arritmias MIT-BIH.

I. INTRODUCCIÓN

LAS arritmias cardíacas ocurren cuando los impulsos eléctricos que coordinan los latidos del corazón no funcionan adecuadamente, lo que produce que el corazón lata demasiado rápido, demasiado lento o de manera irregular.

Para poder lograr una adecuada detección de las irregularidades en la señal de ECG es necesario considerar las diferentes perturbaciones que puede sufrir la medición de la misma, para que estas puedan ser filtradas. Las fuentes de ruido incluyen interferencia de la red eléctrica, ruido muscular, artefactos debidos al movimiento de los electrodos y corrimiento del nivel de línea de base [1].

Además de la presencia de ruido, otra dificultad en la detección de irregularidades es la variabilidad del ritmo cardíaco que está presente incluso en un corazón sano, lo cual implica que los intervalos de tiempo entre latidos no sean perfectamente constantes. Este hecho, sumado a que la duración de los complejos QRS son del orden de las decenas o centenas de milisegundos, produce la necesidad de realizar una sincronización temporal latido a latido entre el detector y la señal de ECG. La sincronización puede ser realizada a partir de los instantes R en cada complejo QRS, que corresponden al punto de mayor amplitud dentro del mismo.

Como se expone a continuación, las variaciones repentinas en la frecuencia de latido como también los cambios morfológicos en la forma de onda de los complejos QRS presentes en una señal de ECG pueden ser detectados mediante el uso de filtros adaptativos aplicando el algoritmo LMS [2], [3].

M. Bergerman, Alumno, Dpto. de Ingeniería Electrónica, ITBA, mbergerman@itba.edu.ar.

T. Demeco, Alumno, Dpto. de Ingeniería Electrónica, ITBA, tdemeco@itba.edu.ar.

C. Pedrosa, Alumno, Dpto. de Ingeniería Electrónica, ITBA, cpedrosa@itba.edu.ar.

M. Tripoli, Alumno, Dpto. de Ingeniería Electrónica, ITBA, mtripoli@itba.edu.ar.

II. ESTRUCTURA DEL FILTRO ADAPTATIVO

II-A. Remoción del nivel de línea de base (baseline wander)

El primer paso en el procesamiento de la señal de ECG es realizar un acondicionamiento de la misma. A pesar de la presencia de diversas fuentes de ruido, en esta experiencia se buscó filtrar sólo las perturbaciones más significativas. Para ello, se busca eliminar el nivel de línea de base (ó nivel de continua) de la señal de ECG, para que tenga una media constante de 0. Esto se logra mediante un filtro MA de orden 256 y coeficientes $1/256$, dado que experimentalmente presentaron los mejores resultados. En la figura 1 se pueden observar la entrada y la salida del filtro para el paciente 100 de la base de datos de arritmias MIT-BIH [4].

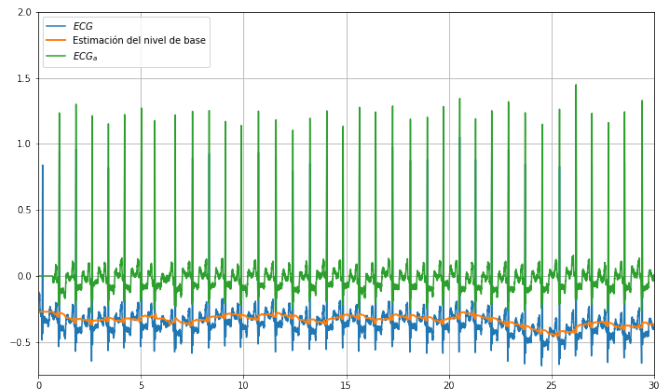


Figura 1. Remoción del nivel de línea de base

II-B. Predictor LMS

Para comenzar con el proceso de detección de arritmias, primero se buscó implementar un filtro adaptativo LMS en configuración de predictor, para que siga la señal de ECG la cual es cuasi- periódica (en un corazón sano). Dicho predictor debe estar lo suficientemente adaptado como para seguir la señal cuando no se detectan anomalías cardíacas y a su vez poder generar una amplitud alta en la señal de error cuando sí son detectadas. Para ello, se usa el esquema de la figura 2 donde los coeficientes del filtro FIR son ponderados por el algoritmo LMS, y el retraso en la señal de entrada determina la distancia a futuro de la muestra que el predictor calcula. Sin embargo, este esquema presenta el problema de que si es demasiado sensible sigue perfectamente a la señal (incluyendo las anomalías de las arritmias) no detectando ningún pulso como error, y si se disminuye la sensibilidad no logra seguir nunca a la señal, detectando todo pulso como error. Esto se

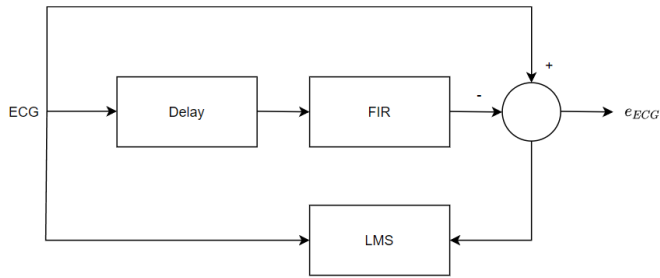


Figura 2. Predicción LMS de ECG



Figura 3. Detector de complejos QRS

debe a que los máximos del ECG (tanto los latidos normales como las arritmias) son muy angostos, comparables con una señal triangular o incluso a una delta. Además la frecuencia cardíaca presenta ligeras variaciones entre un latido y el siguiente. Por consecuencia, más allá de los meta-parámetros elegidos cuando el filtro está adaptado va a predecir un complejo QRS que esté levemente corrido del valor medido de la señal real, generando un valor alto en la señal de error. Este esquema también fue probado con VS-LMS, pero los resultados no fueron diferentes. Por eso, este esquema fue descartado, y se optó por realizar una sincronización con los instantes R de los latidos.

II-C. Detección del complejo QRS

Los complejos QRS de una señal de ECG pueden ser detectados mediante diversos métodos, como la transformada ondícula (*wavelet transform*) [5]. Dado que el desarrollo de este detector no representa el foco del trabajo, se optó por implementar un simple detector de picos en tiempo real, cuyos meta-parámetros serán el intervalo temporal mínimo entre picos y el umbral mínimo en amplitud de los mismos. La introducción de este detector de picos resultará en un retraso temporal de la señal que deberá ser compensada en el sistema completo.

En la figura 3 se puede ver un diagrama del “detector de QRS”. Este busca detectar la posición de los instantes R, como también calcular el intervalo temporal entre estos instantes.

La implementación mediante un detector de picos logra identificar el instante donde ocurre el máximo en amplitud, como también el intervalo RR (el intervalo entre picos, dado que el máximo sucede en el instante R). Por ende, se consigue con este intervalo un valor del pseudo- periodo de la señal de ECG. La señal RR es aproximadamente constante en una persona sana, presentando variaciones en la media de muy baja frecuencia en comparación con la frecuencia de los latidos. Si

se presenta algún cambio repentino en esta señal (es decir, un intervalo más corto o más largo que el resto) esto quiere decir que ha sucedido una arritmia. En la figura 4 se puede visualizar el detector de picos en el momento donde se produce una arritmia.

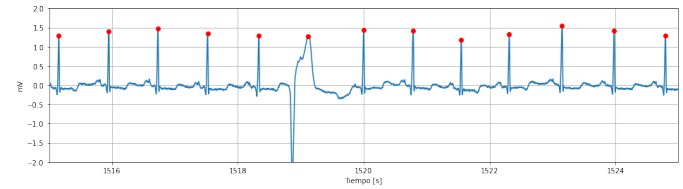


Figura 4. Detector de picos

En la figura se puede ver que se detectan los picos correctamente, pero esto no es suficiente para detectar todas las arritmias, ya que como mencionamos anteriormente existen arritmias no solo temporales sino también morfológicas, como la que se puede identificar alrededor del segundo 1519. Por eso, para detectar los dos tipos de arritmias se necesitan dos detectores: uno para monitorear el cambio de frecuencia y otro para detectar un cambio morfológico en la señal de ECG.

II-D. Filtrado LMS de la señal de intervalos RR

Luego, se busca filtrar la señal en intervalos RR con el objetivo de detectar los cambios presentes en el ECG. Esto se implementa con el esquema de la figura 5.

Se puede ver que se trata de un predictor. La idea es eliminar la señal de base que hace que los picos se encuentren a diferentes alturas en el ECG y de esta forma poder obtener los picos de la señal de una forma mas monótona y poder procesarlos de manera más eficiente. Combinando con el detector de picos, se obtiene el resultado que se puede ver en la figura 6

Se puede ver que la señal azul son los tamaños de los intervalos RR, y cada pico que se ve en ella es lo que se detecta como una arritmia temporal. Para la señal naranja de estimación, se tiene un μ pequeño, tal que solamente se sigan las componentes de baja frecuencia, para luego poder eliminarlas y con eso obtener la señal verde, que no posee una componente de continua. De esta manera, podemos detectar de manera más eficiente los picos, que representan las arritmias. Cabe destacar también que si se observa la señal en los primeros instantes (del segundo 0 al 100 aproximadamente)

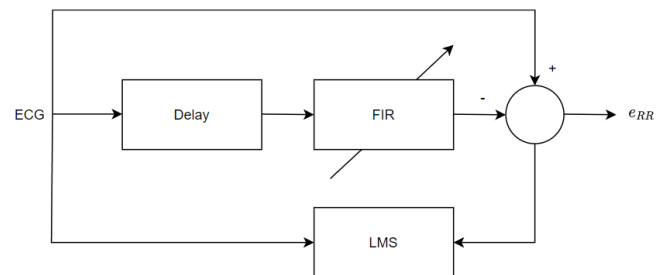


Figura 5. Filtrado LMS de la señal RR

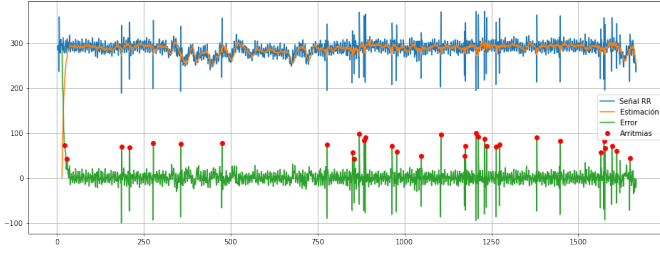


Figura 6. Resultado de filtrado LMS de señal RR

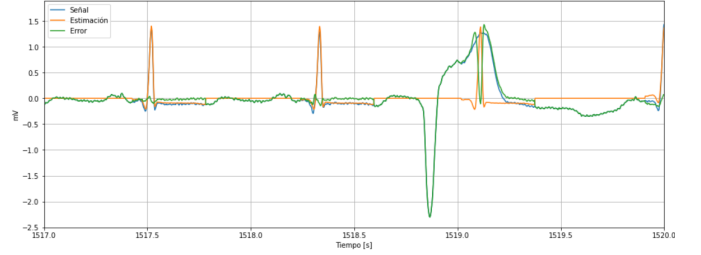


Figura 8. Señal de error para detectar arritmias

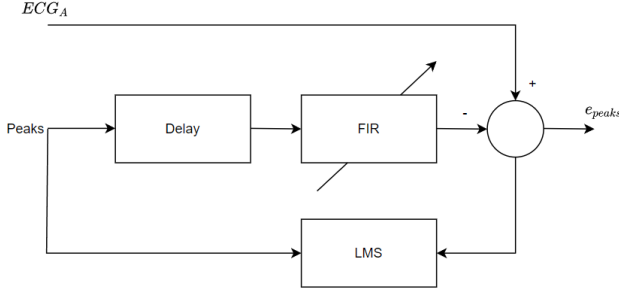


Figura 7. Reconstrucción del complejo QRS

se ve que se están detectando 2 picos (que simbolizarían arritmias) pero estos no deben tenerse en cuenta ya que el predictor posee un tiempo inicial de ajuste en el cual se deben ignorar las detecciones obtenidas.

II-E. Reconstrucción del complejo QRS

Se tienen entonces 2 señales que salen del complejo QRS: peaks y RR. Con RR se detectan las diferencias en el periodo de cada complejo QRS para con eso obtener los picos que indican las arritmias temporales. Con peaks, se analizan las diferencias morfológicas para detectar arritmias morfológicas. Para ello, se plantea el bloque que se ve en la 7.

Con la señal peaks se entra a un filtro FIR controlado por LMS donde se pone como señal deseada la señal de ECG acondicionada (sin baseline). Luego, el filtro FIR busca reconstruir los picos de la señal de ECG de manera periódica como respuesta al impulso a las deltas o impulsos. Entonces, se busca generar una señal de ECG ideal con deltas o impulsos y que esta se compare con una señal ECG no ideal donde hay arritmias. El filtro FIR busca en esencia simular el ECG de un paciente sano. Por ende, la señal de error marca donde existen diferencias entre la señal real y la señal del paciente ideal (perfectamente sano). Estos resultados se pueden ver en la figura 8.

Se puede ver que donde el error aumenta, es porque se detecta una anomalía en la señal cardiaca, que posiblemente se deba a una arritmia.

II-F. Esquema completo de detección de arritmias

Si se juntan todos los bloques analizados previamente, se obtiene el esquema de la figura 9.

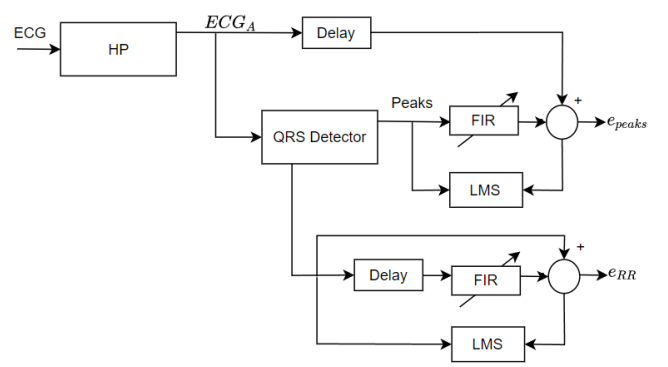


Figura 9. Esquema de filtrado completo

Donde se ve que primero se acondiciona la señal de ECG con el filtro pasa-altos, para luego enviarla al detector de complejos QRS. Además, se le agrega un delay para luego poder compararla con la señal reconstruida utilizando la señal peaks. La señal ECG entonces ingresa al detector de picos y al RR y se obtienen 2 señales de error, e_{peaks} y e_{RR} respectivamente. Estas dos señales de error son las que permiten ver donde están las arritmias, en caso de que hayan sido detectadas. Luego, con estas señales de error se ingresa a otro peak detector para poder contar las arritmias y saber exactamente en que tiempo ocurrieron.

III. RESULTADOS Y ANÁLISIS DE DESEMPEÑO

Para analizar el desempeño del sistema se calibraron los meta-parámetros del sistema en función de los datos del paciente número 100 de la base de datos MIT-BIH. Los resultados obtenidos para las arritmias detectadas en comparación con las arritmias reconocidas en la base de datos se puede ver en la figura 10.

Para hacer un análisis de desempeño, se usan 3 parámetros de interés:

- $Sensitivity = \frac{VP}{VP+FN}$. Indica el porcentaje de positivos que son correctos y detectados por el algoritmo.
- $Miss\ rate = \frac{FN}{FN+VP}$. Indica el porcentaje de falsos negativos detectados, es decir, una arritmia que no fue detectada como tal.
- $Precision = \frac{VP}{VP+FP}$. Indica la precisión del algoritmo para detectar arritmias, es decir, de las arritmias detectadas que porcentaje fueron arritmias verdaderas.

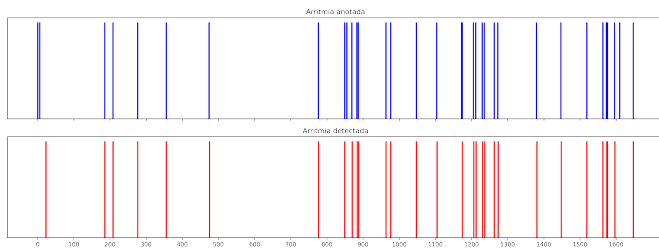


Figura 10. Arritmias detectadas por el algoritmo vs. arritmias reales de la base de datos

Donde VP representa los verdaderos positivos, FN los falsos negativos y FP los falsos positivos. Los resultados obtenidos para estas variables usando el algoritmo propuesto en el paciente 100 de la base de datos son:

- $Sensitivity = 85,29\%$
- $Miss\ rate = 14,71\%$
- $Precision = 96,67\%$

Considerando la gravedad que puede tener una arritmia no detectada en un paciente con problemas cardíacos, el algoritmo está ajustado para darle un peso mayor a minimizar el *miss rate* por más que esto pueda llegar a generar un compromiso en el valor de la precisión obtenida. Sin embargo, se puede observar que esto no implica que el valor de la misma vaya a ser bajo, ya que existe una variación para cada caso analizado.

IV. CONCLUSIÓN

La técnica de filtrado adaptativo mediante el algoritmo LMS presenta un buen rendimiento en la detección de arritmias a partir de señales de ECG, pero estos dependen de la determinación de meta-parámetros los cuales afectan significativamente el rendimiento del sistema. Para diferentes pacientes en la base de datos de MIT-BIH se encontró la necesidad de ajustar estos parámetros en forma particular.

Como futuras líneas de desarrollo, es deseable poder diseñar un sistema robusto ante un mayor número de situaciones y lograr una mayor independencia del ajuste fino requerido. Por otro lado, al usar este algoritmo se detectan los instantes donde ocurren arritmias, pero no se clasifican. Otro posible desarrollo es la incorporación de un algoritmo de clasificación de arritmias en función de su tipo [6].

Por último, el desempeño del algoritmo LMS se puede optimizar mediante la utilización de métodos de acondicionamiento de la señal de entrada, y algoritmos de detección de QRS más sofisticados.

REFERENCIAS

- [1] J. Pan, W. Tompkins, "A Real-Time QRS Detection Algorithm", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 32, no. 3, pp. 230-236, 1985.
- [2] N. Thakor, Y. Zhu, "Applications of adaptive filtering to ECG analysis: noise cancellation and arrhythmia detection," in *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 38, no. 8, pp. 785-794, 1991.
- [3] I. Provaznik, J. Holcik, "Adaptive recurrent system for noise cancellation and arrhythmia detection," in *Proc. of 16th Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 2, 1994.
- [4] G. Moody, R. Mark, "The impact of the MIT-BIH Arrhythmia Database," in *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 20, no. 3, pp. 45-50, 2001.

- [5] B. Kohler, C. Hennig, R. Orglmeister, "The principles of software QRS detection", in *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 21, no. 1, pp. 42-57, 2002.
- [6] S. Ashkezari-Toussi, V. Sabzevari, "Early arrhythmia prediction based on Hurst index and ECG prediction using robust LMS adaptive filter," in *Signal, Image and Video Processing*, vol. 15, no. 8, pp. 1813-1820, 2021.