

Anexo: Implementación del algoritmo RLS para la detección de anomalías cardíacas y mejoras estructurales del sistema

Matías Bergerman, Tobías Demeco, Carola Pedrosa, Matías Tripoli

I. INTRODUCCIÓN

EN el presente trabajo complementario se busca implementar mejoras estructurales en el sistema de detección de arritmias previamente presentado y realizar una comparación entre el rendimiento de los algoritmos LMS y RLS para la identificación de anomalías morfológicas presentes en una señal de ECG, las cuales constituyen un tipo de arritmia cardíaca.

Uno de los inconvenientes encontrados en el trabajo previo [1] es la variabilidad de amplitud de la señal de ECG obtenida entre diferentes pacientes como también en un mismo paciente a lo largo del tiempo, debido a posibles movimientos del mismo y pequeños cambios en la colocación de los sensores. Por lo cual, surge la necesidad de realizar una normalización en función de la amplitud de los latidos, de forma tal que se puedan determinar meta-parámetros que se ajusten mejor a un rango amplio de pacientes, como también mejorar la precisión del algoritmo dada la mayor repetibilidad en la detección.

Un segundo inconveniente encontrado es la alta cantidad de meta-parámetros a determinar. Es por ello que el filtro adaptativo encargado de la detección de anomalías temporales en los latidos, es decir, cambios repentinos de la frecuencia cardíaca, fue reemplazado por un filtro pasa-altos dado que se encontró que para esta tarea el rendimiento es superior

y se simplifica la estructura del programa. De esta forma, se implementa un filtro adaptativo sólo para la detección de anomalías morfológicas en los latidos y se compara el rendimiento de ambos algoritmos mencionados en la realización de esta tarea.

Cabe destacar que la comparación entre ambos algoritmos se realiza en igualdad de condiciones, utilizando el mismo esquema de acondicionamiento de la señal de entrada con el objetivo de obtener resultados representativos de las diferencias entre ambos.

II. ESTRUCTURA DEL SISTEMA

En la figura 1 se puede observar el diagrama en bloques del sistema implementado en [1]. Sobre el mismo se reemplazó

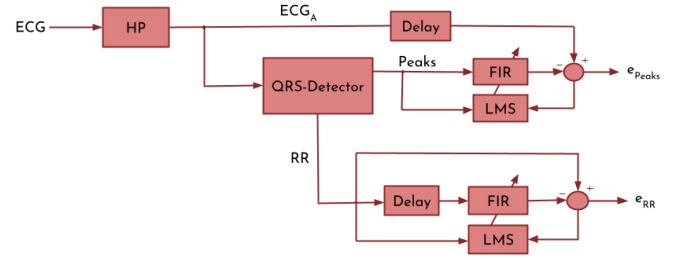


Figura 1. Diagrama en bloques del proyecto anterior.

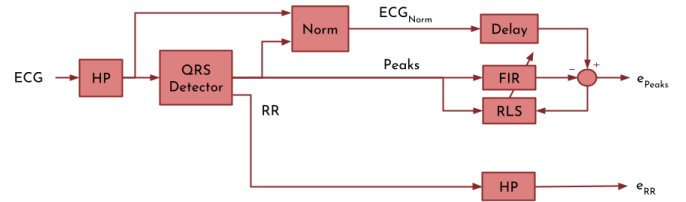


Figura 2. Diagrama en bloques mejorado.

el subsistema de detección de anomalías temporales por un filtro pasa-altos y se añadió un bloque de normalización de la amplitud de la señal. El diagrama de bloques del nuevo sistema se puede ver en la figura 2. Esencialmente, se destacan los siguientes 3 cambios: se agrega el bloque de normalización de la señal, representado por el bloque 'Norm', se filtra la señal RR por el filtro pasa bajos para simplificar el esquema y se usa el algoritmo RLS.

II-A. Normalización de la señal

El bloque normalizador calcula la amplitud de la señal ECG a partir de la media móvil de los valores pico la señal. Esto se debe a que la amplitud de los valores pico corresponden con los instantes R de los latidos cardíacos, que son los instantes de mayor relevancia para la detección de arritmias cardíacas.

El bloque de normalización recibe los instantes temporales R a partir del bloque detector de QRS y analiza la amplitud de la señal en ese instante. Luego, calcula el valor de amplitud a partir de la media móvil de los resultados obtenidos y por último normaliza la señal en función de este valor. Cabe remarcar que la señal que ingresa al bloque normalizador es de media nula, dado que se trata de la salida del filtro pasa-altos presente a la entrada del sistema.

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.

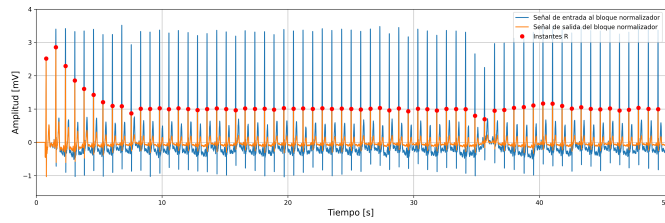


Figura 3. Señal normalizada para el paciente 116 de la base de datos MIT-BIH.

En la figura 3 se observa un ejemplo de las señales de entrada y salida del bloque para cierto paciente de la base de datos, donde se puede apreciar cómo esta última es una versión escalada de la entrada de amplitud aproximadamente igual a 1, luego de aproximadamente las primeras 5 muestras desde el inicio de la ejecución.

II-B. Detección de arritmias temporales

En la figura 4 se puede observar la señal de intervalos RR, que representan la cantidad de muestras entre un latido y el siguiente. En el ejemplo presentado se puede estimar que para el paciente particular, el intervalo entre latidos cardíacos es de aproximadamente 280 muestras. Sin embargo, en ocasiones se presentan perturbaciones en la señal RR, indicando que entre un latido y el siguiente la cantidad de muestras fue diferente, incluso superando el límite superior del gráfico que fue impuesto a fin de resaltar la información más relevante.

Para detectar los instantes temporales de las perturbaciones, que indican la presencia de arritmias, previamente se implementó el algoritmo adaptativo LMS, cuyos resultados se pueden ver en la figura 5. Mientras que para algunos pacientes en la base de datos este enfoque produce buenos resultados, en otros como el que se ejemplificó en la figura el filtro tiende a adaptarse a las perturbaciones de gran amplitud o duración, lo cual es un efecto indeseado ya que estos eventos deben ser considerados como anómalos para ser debidamente detectados. Es decir, cuando hay perturbaciones, estas deben quedar identificadas como una posible anomalía cardíaca, pero si el filtro se adapta a la señal entonces dicha detección no es posible. Es por esto que sólo resulta apropiado utilizar un filtro adaptativo para esta clase de detección cuando las arritmias temporales ocurren en forma dispersa.

Para lograr resultados favorables en un mayor espectro de pacientes se reemplazó este subsistema por un filtro pasa-altos de coeficientes constantes. Al no ser adaptativo, el filtro no modifica su comportamiento cuando las arritmias ocurren en forma frecuente. Como se puede observar en la figura 6, el comportamiento del filtro es el esperado y se obtiene una mayor precisión respecto del caso anterior.

II-C. Detección de arritmias morfológicas

Para la detección de arritmias del tipo morfológicas se utilizó el mismo esquema que fue implementado anteriormente en [1], pero reemplazando el algoritmo LMS por RLS. Para la determinación del factor de olvido λ se encontró que este debe ser inferior a 1, ya que a pesar de realizar una normalización

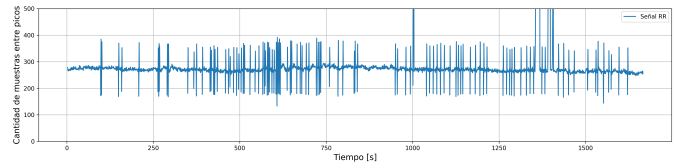


Figura 4. Señal RR para el paciente 116 de la base de datos MIT-BIH.

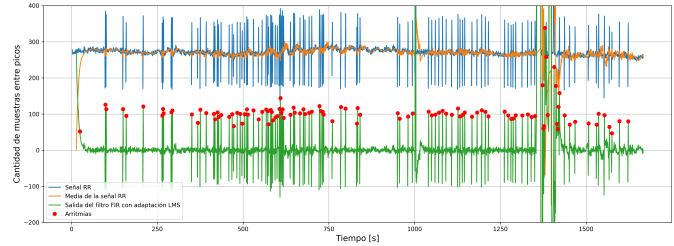


Figura 5. Señal RR filtrada usando LMS para el paciente 116 de la base de datos MIT-BIH.

de la media y amplitud de la señal de ECG, las arritmias que ocurren pasan a formar parte de la memoria del sistema, a pesar de que se tratan de anomalías cuya ponderación debería disminuir con el tiempo y tender a 0. En forma experimental se determinó que un valor de $\lambda = 0,999$ produce buenos resultados, con el cual se obtiene una constante de tiempo $\tau \simeq 999,5$ que aproximadamente equivale a entre tres y cuatro latidos.

En la figura 7 se puede ver que las anomalías en la forma de los latidos pueden ser detectadas mediante la señal de error del subsistema, produciendo resultados similares a los logrados mediante el uso del algoritmo LMS. Sin embargo, ambos enfoques sufren de una desventaja que consiste en que para situaciones con una alta densidad de arritmias dentro de la señal de ECG, el filtro indefectiblemente se adaptará a la forma de las arritmias en cuestión. Por lo tanto, la utilización de este tipo de algoritmos solo es viable para casos en los cuales la distribución de las arritmias sea dispersa en el tiempo, de forma tal que estas constituyan casos anómalos no demasiado frecuentes.

III. RESULTADOS Y COMPARACIÓN DE DESEMPEÑO

Para el análisis del desempeño del sistema se utilizan los mismos indicadores de calidad que en [1]:

- Sensibilidad: porcentaje de arritmias detectadas

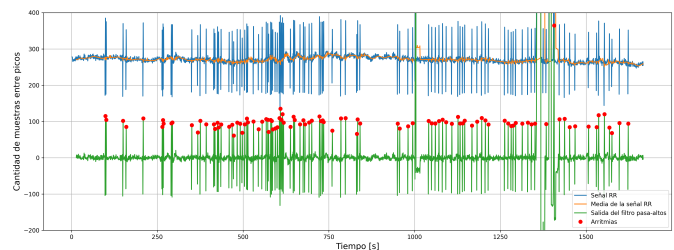


Figura 6. Señal RR filtrada usando un filtro pasa-altos para el paciente 116 de la base de datos MIT-BIH.

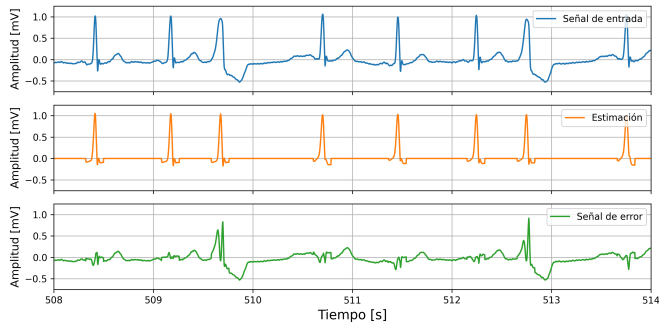


Figura 7. Detección de cambios morfológicos para el paciente 116 de la base de datos MIT-BIH.

- Miss rate: arritmias no detectadas
- Precisión: que tantas arritmias reales son detectadas

Otros factores que difieren entre los dos algoritmos implementados son el tiempo de ejecución y la velocidad de convergencia. Este último, sin embargo, no presenta ninguna injerencia para la tarea realizada, ya que como fue detallado anteriormente no es deseable lograr la velocidad de convergencia más rápida posible sino calibrar la misma para optimizar la precisión del algoritmo. Por lo cual, la capacidad de cada algoritmo por mejorar esta velocidad no tiene relevancia.

Por otro lado, el tiempo de ejecución debe ser tal que los cálculos necesarios puedan ser realizados en el intervalo entre muestras. Esto determinará la potencia de cómputo del controlador que deba ser seleccionado, y por lo tanto afectará el costo del sistema. Sin embargo, el controlador no constituye un componente costoso en relación al resto de las partes del sistema de detección de arritmias, por lo cual se descartan los efectos de este sobre el resultado general.

A continuación se comparan los resultados de 2 pacientes de la base de datos MIT-BIH: el paciente número 116 y el paciente número 110, que fueron elegidos por cumplir las condiciones de distribución temporal de arritmias mencionada anteriormente. Los resultados se pueden ver a continuación:

Paciente 116		
Parametros	LMS	RLS
<i>Sensibilidad</i>	98.19	98.19
<i>Miss rate</i>	1.81	1.81
<i>Precisión</i>	93.14	94.22
<i>Tiempo de ejecución</i> ¹	28.3 seg	16.3 seg

Cuadro I

RESULTADOS PACIENTE 116

Paciente 100		
Parametros	LMS	RLS
<i>Sensibilidad</i>	100	100
<i>Miss rate</i>	0.0	0.0
<i>Precisión</i>	94.44	97.14
<i>Tiempo de ejecución</i>	28.4 seg	16.3 seg

Cuadro II

RESULTADOS PACIENTE 100

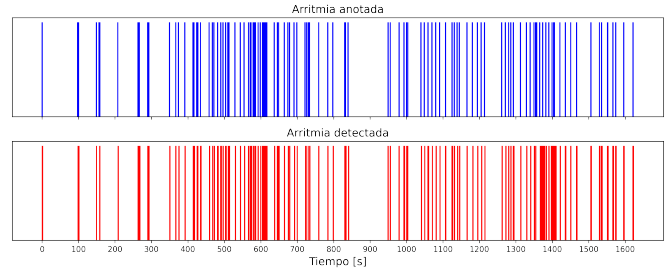


Figura 8. Resultados de la implementación con el algoritmo RLS para el paciente 116 de la base de datos MIT-BIH.

Como se puede observar tanto en el cuadro I como en el cuadro II, las mejoras estructurales al sistema permitieron lograr una mayor precisión para el algoritmo LMS del que fue obtenido en [1]. Por otro lado, los indicadores en el caso de LMS y RLS resultan bastante similares, donde las pequeñas diferencias en precisión se pueden atribuir a la calibración de los meta-parámetros de cada algoritmo. Además, se puede notar una diferencia significativa del tiempo de ejecución, aunque como se mencionó, este no es un factor determinante.

En la figura 8 se muestra una comparación visual entre las arritmias anotadas y las arritmias detectadas por el algoritmo RLS. Las arritmias anotadas son aquellos tiempos que están señalizados en la base de datos como instantes donde ocurrieron arritmias, mientras que las arritmias detectadas se refieren a los instantes captados por el algoritmo desarrollado.

IV. CONCLUSIÓN

Los algoritmos LMS y RLS presentan alternativas viables para la detección de arritmias cardíacas con un desempeño y características similares. Sin embargo, la utilización de este tipo de algoritmos solo es viable para casos en los cuales la distribución de las arritmias sea dispersa en el tiempo. La principal diferencia entre ambos es el tiempo de ejecución, el cual no representa un factor de relevancia para este caso de aplicación.

Al realizar mejoras en el acondicionamiento de la señal de ECG que ingresa al sistema, es posible obtener un desempeño superior y el algoritmo se adecúa a un rango más amplio de pacientes presentes en la base de datos de arritmias MIT-BIH, aunque un mayor nivel de desarrollo es necesario para contemplar la totalidad de los mismos.

REFERENCIAS

- [1] M. Bergerman, T. Demeco, C. Pedrosa, M. Tripoli, "Detección de arritmias en señales de ECG basada en el algoritmo LMS", 22.46 *Procesamiento Adaptativo de Señales*, Proyecto 1, 2021.

¹Los tiempos de ejecución son valores representativos, de acuerdo a su ejecución en un microprocesador AMD RYZEN™ 7 5700U, el cual tiene una velocidad de procesamiento superior a la requerida por la tarea. Al tratarse de señales de 30 minutos, el procesador a seleccionar debe ser tal que la ejecución del algoritmo esté por debajo del tiempo total.