

Método de regresión polinomial aplicado a la estimación de la señal de referencia de un sistema de filtrado adaptativo por cancelación para el tratamiento del desplazamiento de la línea de base del electrocardiograma

Javier E. González Barajas¹

Resumen

Los sistemas de filtrado adaptativo se componen principalmente de una señal de entrada y una señal de referencia. A partir de estas dos series de tiempo, el sistema de filtrado adaptativo acondiciona sus variables internas para obtener la respuesta deseada. En el caso específico de un sistema de filtrado adaptativo por cancelación, se requiere la estimación de una función matemática que modele la distorsión que se desea sustraer de la señal de entrada. Este artículo se centra en el problema de remoción del desplazamiento de la línea de base del electrocardiograma (ECG), para el cual se ha diseñado un sistema para la estimación de la señal de referencia, por medio del método de regresión polinomial, el cual toma diferentes puntos del ECG y reconstruye una curva que modela la línea de base del electrocardiograma. La señal de referencia estimada se aplica a un sistema de filtrado adaptativo por cancelación para el tratamiento del desplazamiento de la línea de base del ECG.

Palabras Clave

Señal de referencia, electrocardiograma, regresión polinomial, cancelación, filtrado adaptativo.

¹ Javier Enrique González Barajas. Ingeniero Electrónico, Universidad Industrial de Santander, UIS. Magíster en Ingenierías área Electrónica, UIS. Participación dentro del grupo de Bioingeniería de la Fundación Cardiovascular de Colombia, Floridablanca, dentro del desarrollo de proyectos patrocinados por Colciencias con el objetivo de diseñar prototipos de dispositivos de adquisición y análisis de señales electrofisiológicas. Actualmente se desempeña como docente de la Facultad de Ingenierías Electrónica y Biomédica de la Universidad Antonio Nariño, sede Avenida Circunvalar. Bogotá DC.

Abstract

The systems of leaked (filtered) adaptative consist principally of a sign of reference. From these two series of time, the system of leaked adaptative conditions his internal variables to obtain the wished response. In the specific case of a system of leaked adaptative for cancellation, there is needed the estimation of mathematical function that shapes the distortion that wants to avoid of the sign of entry. This article centres on the problem of removal of the displacement of the base line of the electrocardiogram (ECG) for which a system has been designed for the estimation of the sign of reference, by means of the method of polynominal regression, whisch takes different points of the electrocardiogram. The sign of estimated reference is applied to a system of leaked adaptative by cancellation for the base line of the ECCG

Key words

Sign of reference, electrocardiogram, polynominal regression, cancellation, leaked adaptive.

Introducción

El corrimiento de la línea de base (*drift baseline* o *wander baseline*) es una interferencia que afecta la señal electrocardiográfica (ECG) y puede ser inducida por los cambios en la respiración y movimientos del cuerpo, especialmente durante registros adquiridos en pruebas que involucren ejercicio físico [1].

Sus componentes en el dominio de la frecuencia se encuentran por debajo de los 0.5 Hz, pero en caso de las pruebas de esfuerzo se puede presentar un límite mayor [2], tomando valores del mismo rango que las componentes de baja frecuencia del ECG. Por lo tanto, la remoción de dichos componentes pueden alterar severamente la información clínica del registro electrocardiográfico, dando como consecuencia la no recomendación de filtros pasa-altas, analógicos o digitales, con frecuencias de corte superiores a los 0.5 Hz [3]. Tradicionalmente, este tipo de interferencia era manejada a través de la implementación de filtros analógicos pasa-altas y posteriormente con el diseño de algoritmos de filtrado digital [4].

Como actual método para remover interferencias en el ECG, se han propuesto diseños de filtros adaptativos, los cuales son utilizados cuando se desea eliminar una interferencia dentro de una señal. Para lograrlo es necesario utilizar un sistema cuyos coeficientes deben cambiar con el tiempo. La estructura básica de un filtro adaptativo posee una señal de entrada $x(n)$ filtrada para producir una salida $y(n)$ que es observada por un bloque que evalúa la señal de la salida con respecto a una señal deseada $d(n)$. Cualquier diferencia

Materiales y métodos

Siendo la estimación de una señal de referencia $V2[n]$ parte fundamental de la estructura de un filtro adaptativo por cancelación, se ha desarrollado dentro de este trabajo una metodología basada en el método de regresión polinomial propuesta como estrategia aplicada a un grupo de muestras seleccionadas en diferentes puntos de la señal electrocardiográfica.

En el método de regresión polinomial se crea una función basada en un polinomio de n-ésimo grado (ver ecuación 1). Tomando la suma de los cuadrados de los residuos contenida en la ecuación 2 y su derivada con respecto a cada uno de los coeficientes (ecuación 3), se puede obtener un sistema de ecuaciones (ecuación 4). Con la ecuación 4, el problema se reduce a determinar un polinomio de grado m con mínimos cuadrados, resolviendo un sistema de $m+1$ ecuaciones lineales simultáneas [10].

$$y = a_0 + a_1x + a_2x^2 + \dots + a_mx^m \quad (1)$$

$$S_r = \sum_{i=1}^n (y_i - a_0 - a_1x_i - a_2x_i^2 - \dots - a_mx_i^m)^2 \quad (2)$$

$$\frac{\partial S_r}{\partial a_0} = -2 \sum (y_i - a_0 - a_1x_i - a_2x_i^2 - \dots - a_mx_i^m)$$

$$\frac{\partial S_r}{\partial a_1} = -2 \sum x_i (y_i - a_0 - a_1x_i - a_2x_i^2 - \dots - a_mx_i^m)$$

$$\frac{\partial S_r}{\partial a_2} = -2 \sum x_i^2 (y_i - a_0 - a_1x_i - a_2x_i^2 - \dots - a_mx_i^m)$$

$$\dots$$

$$\dots$$

$$\dots$$

$$\frac{\partial S_r}{\partial a_m} = -2 \sum x_i^m (y_i - a_0 - a_1x_i - a_2x_i^2 - \dots - a_mx_i^m) \quad (3)$$

$$\begin{matrix} a_0n + & a_1 \sum x_i + & a_2 \sum x_i^2 + & \dots + & a_m \sum x_i^m & = & \sum y_i \\ a_0 \sum x_i + & a_1 \sum x_i^2 + & a_2 \sum x_i^3 + & \dots + & a_m \sum x_i^{m+1} & = & \sum x_i y_i \\ a_0 \sum x_i^2 + & a_1 \sum x_i^3 + & a_2 \sum x_i^4 + & \dots + & a_m \sum x_i^{m+2} & = & \sum x_i^2 y_i \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ a_0 \sum x_i^m + & a_1 \sum x_i^{m+1} + & a_2 \sum x_i^{m+2} + & \dots + & a_m \sum x_i^{2m} & = & \sum x_i^{2m} y_i \end{matrix} \quad (4)$$

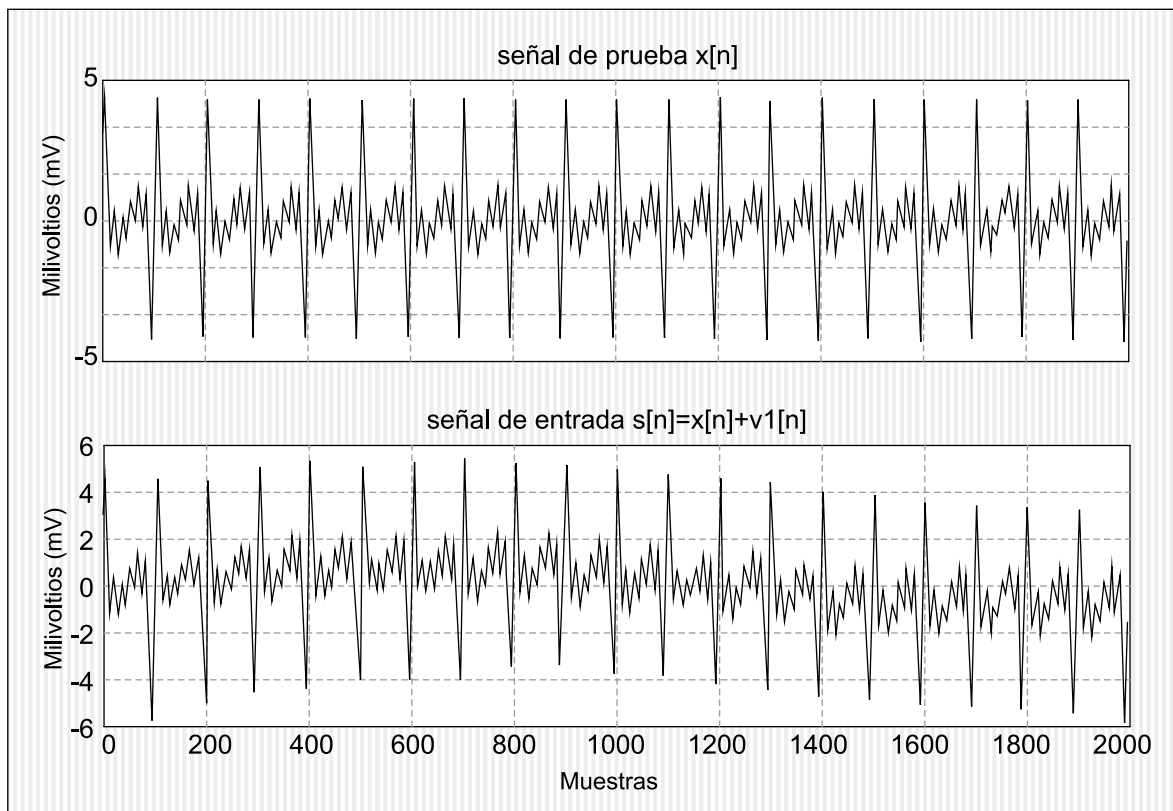


Figura 2.
Señal de prueba $x[n]$ compuesta por sumas de funciones sinusoidales y señal $s[n]$ que contiene la interferencia $v1[n]$.

Como estrategia para simulación, se ha tomado una señal de prueba $x[n]$ compuesta por la suma de cinco componentes sinusoidales (10, 15, 20 y 30 Hz) a la cual se ha adicionado un componente de 0.2 Hz que hace el papel de la interferencia $v1[n]$ (ver Figura 2).

Siguiendo la metodología propuesta, se obtienen los valores medios de la señal de entrada $s[n]$ en intervalos de 200 muestras. A partir de los valores medios, se pueden enumerar las muestras que son la entrada para el proceso de regresión polinomial descrito en las ecuaciones 1, 2, 3 y 4. En la Figura 3 se ilustra el resultado obtenido del cálculo de los valores medios de la señal $s[n]$.

La Figura 4 ilustra la curva estimada por medio de la técnica de regresión polinomial, tomando los valores medios calculados cada 200 muestras de la señal $s[n]$. En la Figura 4 se observa que la curva estimada corresponde a la interferencia que se ha adicionado a la señal de prueba $x[n]$.

La Figura 5 contiene el resultado de sustraer la función estimada a la señal contaminada, lo cual sería la base de un proceso de filtrado por cancelación. Con base en los resultados obtenidos, se propone en la

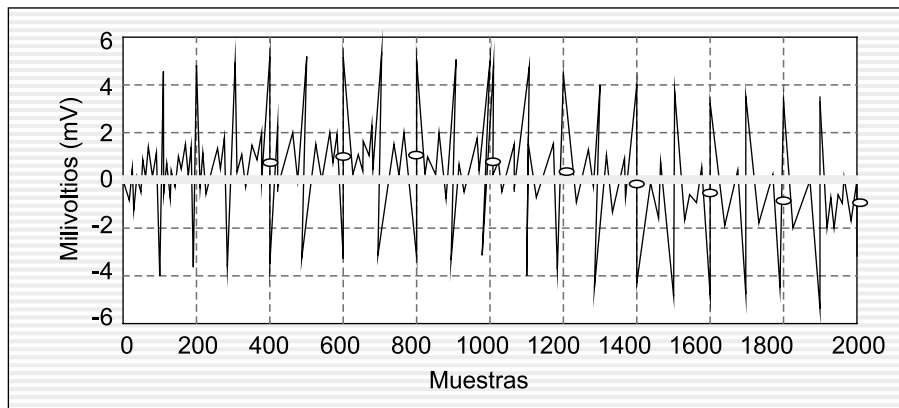


Figura 3.
Conjunto
de valores
medios
calculados de
la señal $S[n]$.

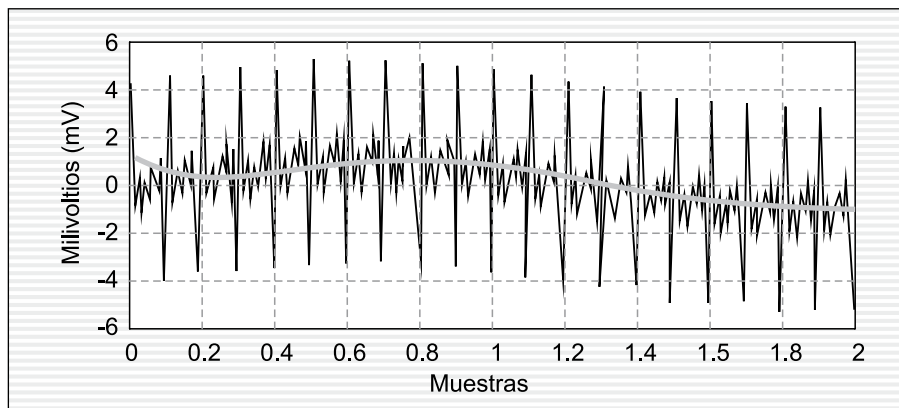


Figura 4.
Curva
estimada por
medio de la
técnica de
regresión
polinomial.

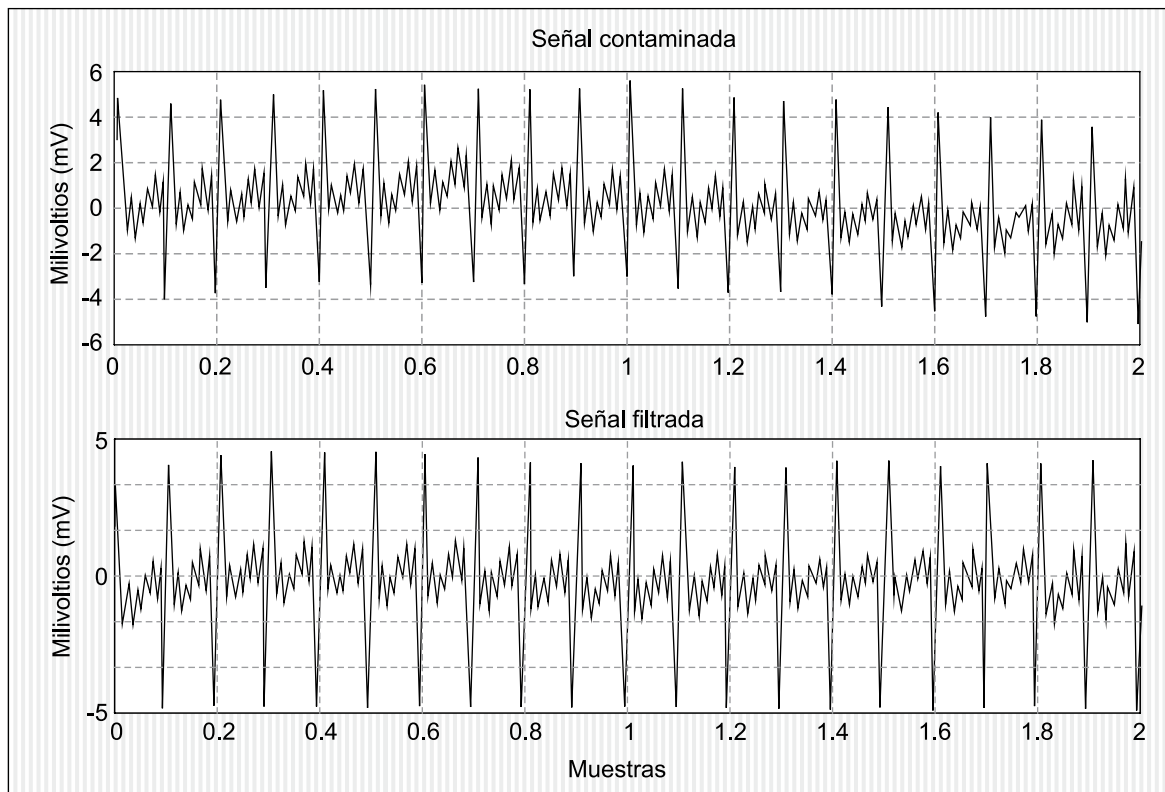


Figura 5. Resultado del proceso de sustracción de señales: señal de entrada $s[n]$ y señal de referencia $V2[n]$, estimada a través del proceso de regresión polinomial.

Figura 6.
Propuesta de integración del sistema de estimación de la señal de referencia a través de regresión polinomial dentro de una estrategia de filtrado por cancelación.

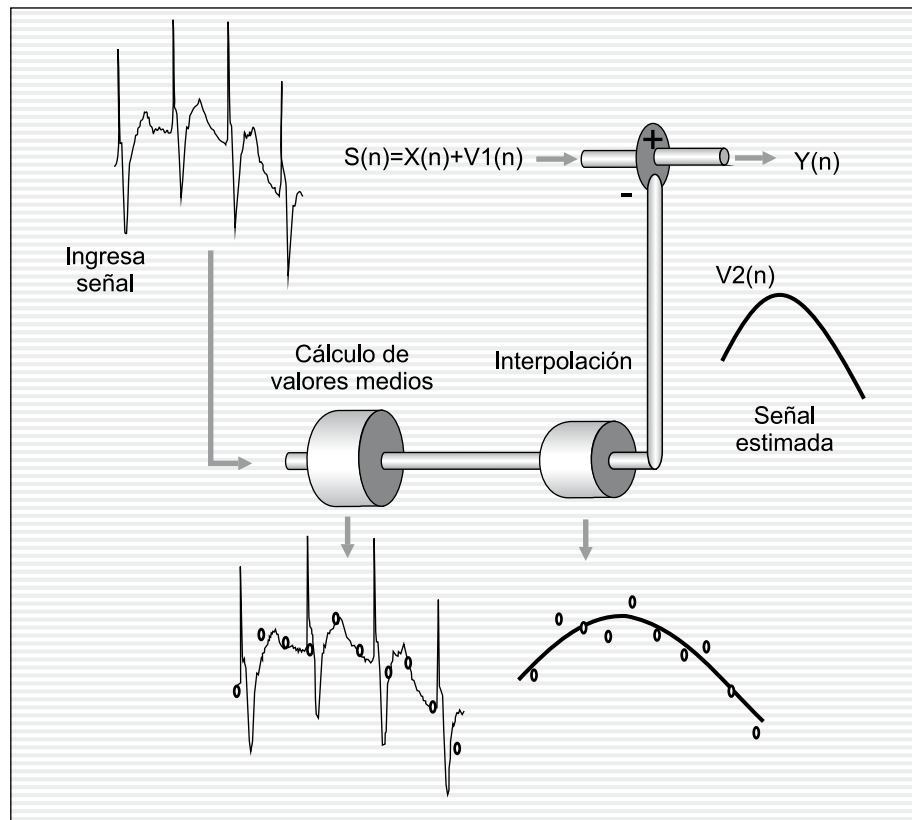


Figura 6 la integración de la técnica para estimación de la línea de base a través de interpolación polinomial dentro de un sistema de filtrado por cancelación.

Teniendo en cuenta los resultados obtenidos en la simulación con señales sinusoidales, en el cual se pudo observar la remoción de la interferencia aditiva, se propone el diseño del sistema de filtrado adaptativo por cancelación, con el proceso de estimación de la señal de referencia, a través del método de regresión polinomial (ver Figura 6).

Resultados

Como mecanismo para probar la estrategia diseñada en la estimación de la interferencia, se ha tomada una señal electrocardiográfica de la base de datos de arritmias de la MIT, con frecuencia de muestreo de 333.333 Hz (ver Figura 7). La señal ECG ilustrada en la Figura 7 contiene un gran componente de baja frecuencia que genera el desplazamiento de la línea de base del electrocardiograma.

Siguiendo con la propuesta ilustrada en la Figura 6, se procede a calcular los valores medios de la señal de entrada $S[n]$. El resultado del cálculo de los valores medios se ilustra en la Figura 8, en la cual se pueden apreciar las muestras que servirán para estimar la señal de referencia.

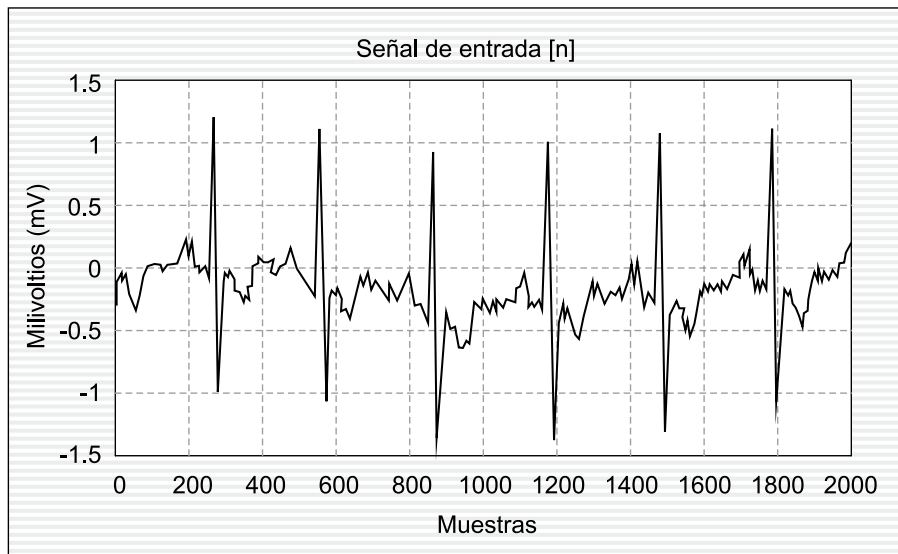


Figura 7.
Señal electrocardiográfica tomada de base de datos con corrimiento de la línea de base.

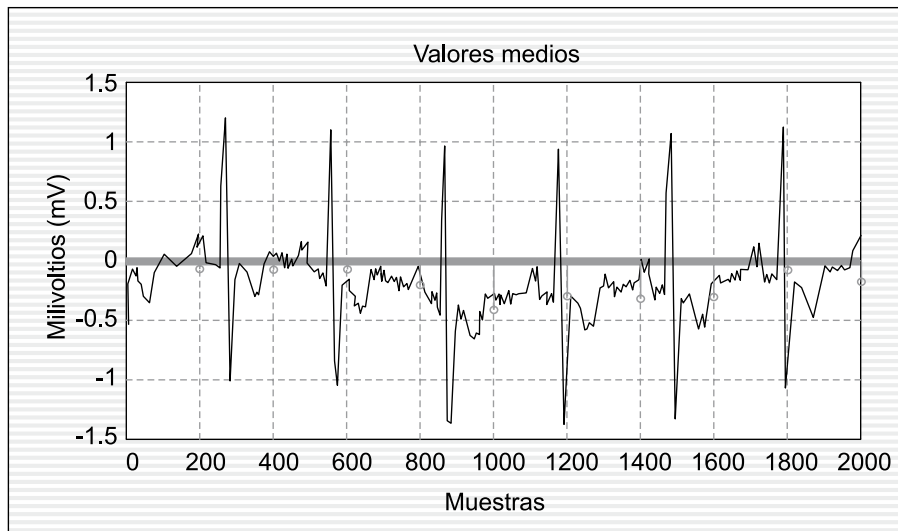


Figura 8.
Conjunto de valores medios calculados de la señal electrocardiográfica tomada de base de datos con corrimiento de la línea de base.

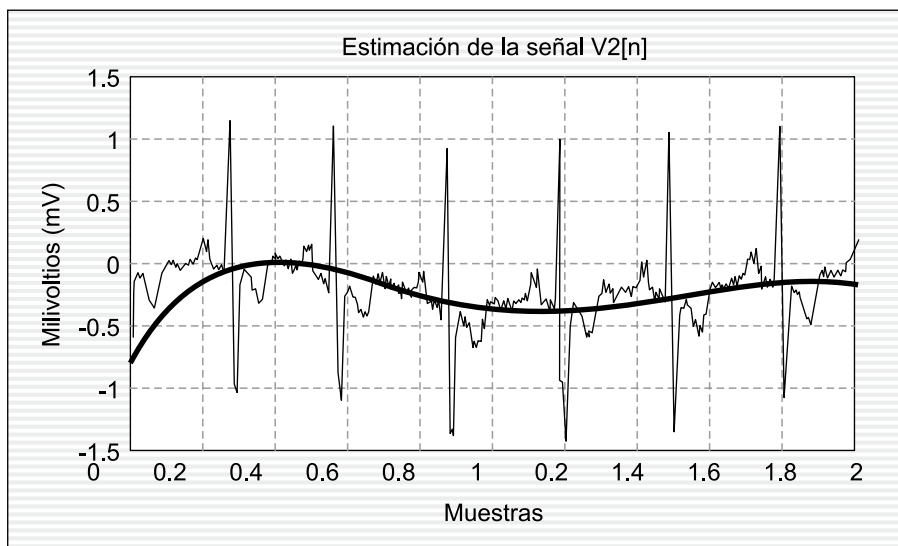


Figura 9.
Señal de referencia $V2[n]$ estimada por medio de la regresión polinomial de un conjunto de valores medios calculados de la señal electrocardiográfica tomada de base de datos con corrimiento de la línea de base.

Posteriormente se realiza el proceso de interpolación polinomial para obtener la estimación de la señal de interferencia $V2[n]$ que se puede apreciar en la Figura 9.

En la Figura 9 se ilustra el resultado final de la aplicación del método de regresión polinomial, tomando las muestras obtenidas a partir del cálculo de los valores medios de la señal de entrada $s[n]$. La función estimada representa una señal con componentes sinusoidales de muy baja frecuencia.

Conclusiones

El propósito de este trabajo es generar herramientas para estimar la señal de referencia, componente importante dentro de los procesos de filtrado adaptativo. Tomando la técnica de regresión polinomial como estrategia para la estimación de una señal de referencia, se ha logrado tener una aproximación de la desviación de la línea de base de una señal electrocardiográfica. La señal de referencia estimada dentro de este trabajo se ha probado en un sistema de filtrado por cancelación, obteniendo resultados positivos en la remoción de la interferencia que causa el desvío de la línea de base.

Bibliografía

- [1] J. BOTER, A. Den Hertog, and J. Kuiper. *Disturbance free skin electrodes for persons during exercise*. Med and Biol Eng And Comput Vol 4. (1996). pp 91.
- [2] H.W. Tam, and JG Webster. *Minimizing electrode motion artifact by skin abrasion*. IEE Trans. Biomed, Eng. Vol. 24 (1997). pp 134.
- [3] KOELEMAN, A.S.M., ROS, H.H. Ros & VAN DER AKKER, T.J. Van der Akker. *Beat to Beat Interval Measurement in the electrocardiogram*. Med & Biological Engineering & Computing. Vol. 23. (1985). pp 231.
- [4] TOMPKINS, Wills J. *Biomédical Digital Signal Processing*. Prentice Hall: USA. (1993). pp 100-116.
- [5] DOUGLAS, S. C. *Introduction to Adaptive Filters. Digital Signal Processing Handbook*. Ed. Vijay Madisetti and Douglas B. Williams. Boca Ratón. CRC Press LLC. (1999). Chapter 18 and 19.
- [6] BERTRÁN N, Madan y G, Peter N. A. “Baseline Tracking Algorithm for Drift Reduction in Electrocardiography”. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society 10th Annual International Conference. (1988). CH2566-8/88/0000—1230. IEEE.

- [7] EZENWA B, GUPTA M, Nikforuk p, Prasad K. “A Baseline Algorithm for Drift Reduction in electrocardiography”. IEEE Engineering in Medicine & Biology Society 10th Annual International Conference. Signal Processing and Analysis: Poster Session II. (1988). CH2566-8-88/000—1230. IEEE.
- [8] MOHAMMED F, Barr R. “Adaptive Digital Notch Filter Design on the Circle for the Removal of Powerline Noise from biomedical signals”. IEEE *Transactions on Biomedical Engineering*. (1994). Vol 41, No 6.
- [9] FARHANG B, Boroujeny. *Adaptive filters theory and applications*. John Wiley & Sons. (199). pp. 71-81.
- [10] CHAPRA S, CANALE R. *Métodos Numéricos para Ingenieros*. Mc Graw-Hill:. México. (1998).