

Filtro digital adaptativo supresor de interferencias periódicas para registros de electroencefalografía

Raúl Ernesto García García

Correo electrónico:raul.garcia@cneuro.edu.cu

Artículo Original

Cyndi González Alfonso

Correo electrónico:cyndi.gonzalez@cneuro.edu.cu

Manuel Sánchez Castillo

Correo electrónico:manolo@cneuro.edu.cu

Centro de Neurociencias de Cuba, CNEURO, La Habana, Cuba

Eduardo Barará Morales

Correo electrónico:eduardo.bm@electrica.cujae.edu.cu

Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría, Cujae, La Habana, Cuba

Resumen

Es presentado el desarrollo en Matlab de un algoritmo adaptativo para eliminar interferencias periódicas y estacionarias en señales registradas de electroencefalografía (EEG), así como la evaluación de dos métodos empleados en la aplicación del algoritmo en base a resta temporal y filtro *notch*. Para la evaluación de los métodos fue empleado el criterio de la profundidad de rechazo, la eficiencia para eliminar las interferencias periódicas y el tiempo de ejecución.

Palabras claves: neuromonitoreo intraoperatorio, EEG, algoritmo adaptativo

Recibido: 14 de octubre del 2013 Aprobado: 2 de julio del 2014

INTRODUCCIÓN

La electroencefalografía (EEG) consiste en el registro de la actividad eléctrica cerebral a nivel de cuero cabelludo mediante el empleo de electrodos de superficie. Consta de un sistema de acondicionamiento y adquisición de señales además de un ordenador para su interpretación y estudio posterior. Es una herramienta útil, no invasiva para estudiar los estados funcionales del cerebro, así como para diagnosticar ciertos estados neurofisiológicos y dolencias. El ancho de banda mínimo normado por la Federación Internacional de Neurofisiología Clínica (IFCN) es de 0,1 Hz hasta 70 Hz, dentro de ese rango se encuentra la interferencia de la línea de distribución eléctrica lo que puede ocasionar errores en las mediciones que se obtengan en los estudios de EEG. Las señales típicas de los estudios de EEG son

extremadamente débiles (del orden de microvoltios) con una amplitud típica media entre 25-50 μVpp y la banda de frecuencia que ocupa se extiende fundamentalmente de 0,1 a 30 Hz.

El registro electrofisiológico del EEG a consecuencia de las características que poseen los cables y electrodos que se emplean en esta técnica, es muy susceptible a las interferencias electromagnéticas, las que se reflejan como interferencias periódicas tomando cualquier valor y amplitud. En este artículo se discute el desarrollo de un algoritmo que permita reducir el ancho de banda de actuación del filtrado, aumentar la atenuación y no provocar distorsión de fase en el ancho de banda de actuación del filtro implementado.

Los algoritmos adaptativos se destacan por dos propiedades básicas: poseen variabilidad en el tiempo y tienen

una buena capacidad de autoajuste. Estas características son importantes porque las interferencias periódicas en el transcurso del registro de EEG pueden fluctuar alrededor del valor inicial medido hasta 1,5 Hz, en estos casos es importante que el algoritmo sea capaz de identificar exactamente el valor de interferencia.

Las fuentes que introducen mayor cantidad de interferencias en las señales de EEG son la línea de distribución eléctrica (50 ciclos en la región europea y 60 ciclos en el área geográfica a la que pertenece Cuba) [1] y otros tipos de interferencias de origen eléctrico, magnético y electromagnético originado por los equipos que se encuentran en el salón de operaciones.

En este artículo se presenta la propuesta de un algoritmo de estimación de interferencias periódicas y la evaluación del desempeño de dos métodos de supresión de interferencia. El criterio de evaluación fue basado en la profundidad de rechazo y la eficiencia en la eliminación de las interferencias periódicas y el tiempo de ejecución. Los métodos de supresión de interferencia analizados fueron el de resta en el dominio del tiempo y haciendo uso de *filtros notch*.

MATERIALES Y MÉTODOS

El primer paso en el proceso de investigación fue el desarrollo de un algoritmo capaz de detectar interferencias del tipo periódica. Para probar el desempeño del algoritmo fueron utilizados 20 registros de EEG de pacientes sanos con una frecuencia de muestreo de 200 Hz.

En la actualidad, la tendencia es emplear frecuencias de muestreo mayores a las usadas en la señal obtenida (típicamente son empleadas frecuencias de 500, 1 000 y 10 000 Hz) [2]. Para simular frecuencias de muestreo mayores que las obtenidas se interpola la señal con un factor de 5, para obtener una frecuencia de muestreo de un kilohertz como valor mínimo de análisis.

En el proceso de detección de la interferencia, primero fue separada la señal en segmentos de 5 s para evitar demoras en el procesamiento computacional donde se ejecuta el algoritmo. En el procedimiento, cada segmento de la señal es procesado con un filtro FIR pasa bajo en 70 Hz para no tener efectos adversos producidos por un mal muestreo (*aliasing*) y en cumplimiento de las especificaciones normadas por la Federación Internacional de Neurofisiología Clínica (IFCN) [3].

Procedimiento de estimación (detección) de las interferencias

El primer paso es precisar el tiempo de análisis mínimo necesario que determina la mínima resolución espectral requerida. Seguidamente se evalúa el ancho de banda del filtro en la región efectiva de atenuación) lo que permite establecer el intervalo de frecuencia máximo correspondiente a la resolución espectral requerida (Δf) para la detección de la interferencia. Tomando en consideración una atenuación de la interferencia de -40 dB (valor típico de estudios de EEG) se obtiene una resolución espectral $\Delta f = 0,05$ Hz. De esta forma, el tiempo de análisis mínimo requerido para la detección de una interferencia periódica mediante la

transformada rápida de Fourier (TRF) puede ser determinado como:

$$T_a = \frac{1}{\Delta f} = \frac{1}{0,05} = 20s \quad (1)$$

Debido a que las interferencias periódicas se manifiestan como una línea espectral destacada en el espectro de la señal, solo resulta necesaria la aplicación del filtro si la interferencia se mantiene estacionaria por un período de tiempo significativo. Por consiguiente, el tiempo de análisis fue ratificado igual a 20 s. Tomando en cuenta esta situación fue diseñado el siguiente procedimiento de 5 pasos para la detección de las interferencias:

1. Supervisión continua del espectro de la señal en intervalos de 5 s. Para esto se obtiene la *densidad espectral de potencia* a partir de la transformada rápida de Fourier en cada segmento de 5 s.
2. Para minimizar el efecto de derrame (*leakage*) en los segmentos analizados, es aplicada una ventana de *Hanning* de orden 4 (figura 1).

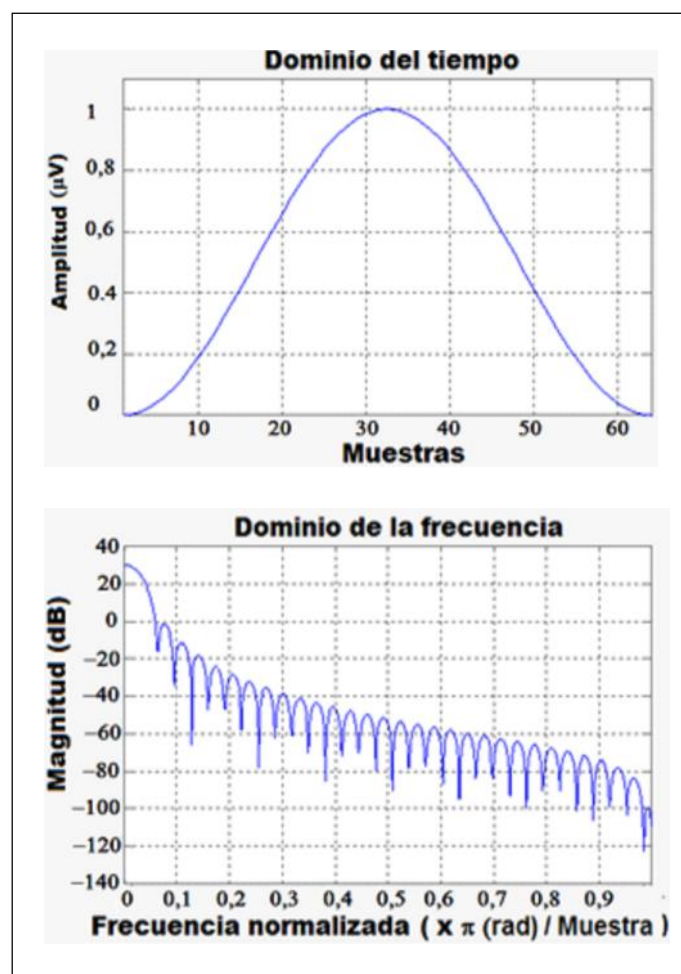


Fig. 1. Diagrama temporal (superior) y de magnitud (inferior) de la ventana de Hanning

3. Calcular la energía media (E_m) del espectro y establecer un umbral de amplitud de la energía $U = 3 \times E_m$.

4. Realizar una detección cuando una línea espectral sobrepasa el umbral de amplitud de la energía U .

5. Si la amplitud de la línea espectral que rebasa el umbral se mantiene constante durante 4 intervalos de 5 s consecutivos (20 s), se considera que la interferencia es periódica en el dominio del tiempo y se procede a la aplicación del filtro.

En casos de varias líneas espectrales (armónicos de interferencias periódicas compuestas) se diseña cada filtro correspondiente de manera secuencial, y posteriormente se ejecutan en cascada.

El primer método empleado para la utilización del algoritmo propuesto fue la resta espectral, teniendo en cuenta que la señal de interferencia está caracterizada en frecuencia, fase y amplitud, y ha sido reconstruida empleando la ecuación (2). Este método aunque es sencillo en su implementación resulta una alternativa viable en el registro de EEG [4] debido a la variable de tiempo de cómputo.

$$y = A \cdot (e^{j2\pi\omega t + j\phi} + e^{-j2\pi\omega t + j\phi}) \quad (2)$$

Siendo:

y : Señal de interferencia generada (μV).

A : Amplitud de la señal de interferencia generada (μV).

ω : Valor de interferencia en la frecuencia (Hz).

ϕ : Valor de la fase de la señal ($^\circ$).

j : Término de la unidad imaginaria.

El segundo método consiste en la aplicación de filtro *notch* [4] de orden 2. En este tipo de filtro el parámetro esencial es la frecuencia estimada de la señal de interferencia, siendo una de sus características distintivas que no toma en cuenta la fase y la amplitud de la señal, por lo que no es necesario la reconstrucción de la interferencia [5].

RESULTADOS

Los resultados obtenidos del algoritmo de resta temporal son mostrados en la tabla 1, considerando los 3 niveles diferentes de ruido para medir el efecto del filtro cuando la señal de interés se encuentra contaminada según los siguiente casos:

Caso 1: La amplitud de la interferencia es igual a la de la señal.

Caso 2: La amplitud de la interferencia es igual a la mitad de la amplitud señal.

Caso 3: La amplitud de la interferencia es menor que $1 \mu V$.

En la tabla 1 se presentan los resultados de la atenuación debidos a la acción del filtrado por resta espectral distribuido en las frecuencias donde existe señal útil (identificados con trazos gruesos en la parte superior). La atenuación se mostró variando entre 38 dB y 42 dB. También se destaca, mediante trazos gruesos en la parte inferior, el efecto de la frecuencia de interferencia al acercarse a la mitad de la frecuencia de muestreo (frecuencia de *Nyquist*). Esta situación es importante identificarla porque disminuye la atenuación de la interferencia y dificulta el proceso de estimación de la señal. Tales datos fueron tomados con una frecuencia de muestreo de 1 kHz.

En la figura 2 se muestran las señales de EEG para las 2 frecuencias de muestreo utilizadas en las pruebas, contaminadas con una interferencia periódica de frecuencia 60 Hz y amplitud igual a la amplitud del EEG.

En la figura 3 se presentan los resultados correspondientes con señales de EEG filtradas para frecuencias de muestreo de 1 kHz y 10 kHz. El desempeño del filtro de resta temporal fue evaluado tomando como medida estadística la correlación entre la señal original y la señal filtrada. En el análisis el nivel de correlación fue del 99,95 %.

Tabla 1 Comportamiento de la atenuación de la interferencia para algoritmo de resta espectral						
Frecuencia de muestreo	1 kHz			10 kHz		
Frecuencia de la interferencia (Hz)	Caso 1: Atenuación (dB)	Caso 2: Atenuación (dB)	Caso 3: Atenuación (dB)	Caso 1: Atenuación (dB)	Caso 2: Atenuación (dB)	Caso 3: Atenuación (dB)
50	-42,37	-42,52	-42,13	-63,31	-63,4	-63,33
60	-39,95	-39,70	-40,00	-61,66	-59,77	-61,65
70	-38,17	-38,32	-38,08	-60,31	-56,33	-60,25
80	-36,44	-36,23	-36,43	-59,24	-55,16	-59,04
90	-34,92	-34,86	-34,89	-58,37	-54,82	-57,98
100	-33,51	-33,60	-33,47	-57,06	-53,23	-57,04
150	-27,85	-27,35	-27,80	-53,45	-49,51	-53,37
200	-23,71	-23,59	-23,71	-50,84	-46,86	-50,75

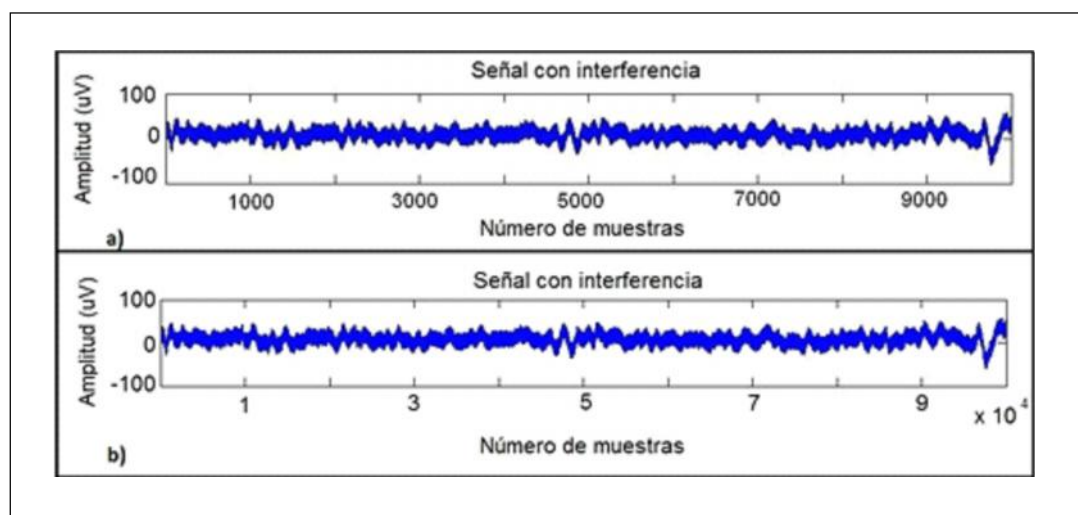


Fig. 2. Señal de prueba: a) Frecuencia de muestreo de 1 kHz; b) Frecuencia de muestreo de 10 kHz contaminada con interferencia de 60 Hz

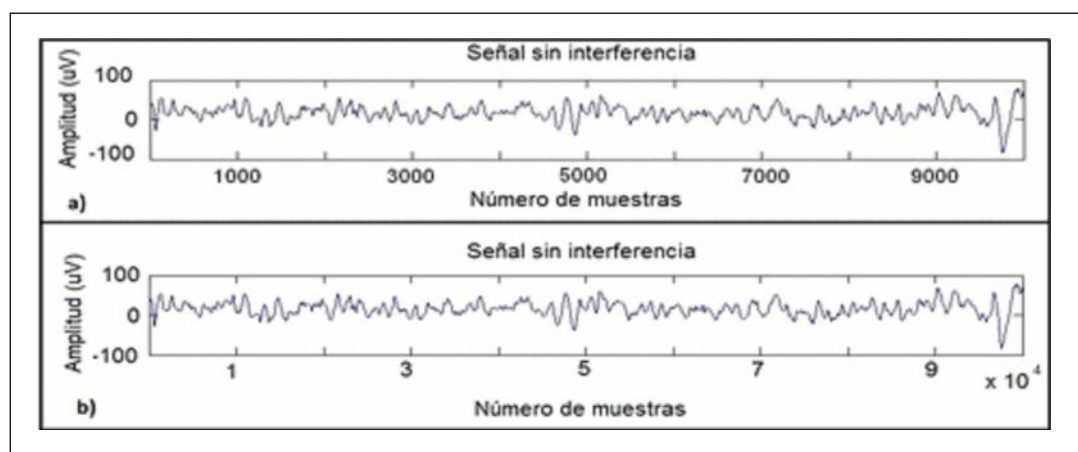


Fig. 3. Señal de prueba: a) Frecuencia de muestreo de 1 kHz; b) Frecuencia de muestreo de 10 kHz

El segundo método utilizado fue con empleo de filtros *notch*. En estos casos de filtrado, la atenuación de la interferencia aumenta con el desplazamiento de la posición de la interferencia en el dominio de la frecuencia, a medida que la interferencia se acerca a la frecuencia de Nyquist [6] comienza un descenso en su atenuación debido a que el filtro *notch* fue diseñado como un filtro de respuesta infinita al impulso (IIR) [7]. En este filtro la banda de paso y la banda de transición quedan cercanas a la frecuencia de Nyquist y el filtro comienza a disminuir su atenuación. Estos resultados son corroborados con los valores presentados en la tabla 2. En esta se observa que al aumentar la frecuencia de muestreo el nivel de atenuación aumenta para todos los casos (ver recuadros de trazos gruesos).

En la figura 4 se observa una comparación entre los dos métodos implementados (filtro *notch* y resta temporal). En la figura 4a) y 4b) son presentadas las frecuencias de muestreo de la señal a 1kHz, mientras que las figuras 4c) y 4d) son para una frecuencia de muestreo de 10 kHz. En todos los casos los resultados aparentan ser iguales, pero

como muestran las tablas 1 y 2 la alternativa del filtro *notch* ofrece mejores resultados en el nivel de atenuación de la interferencia.

DISCUSIÓN DE RESULTADOS

Para los algoritmos evaluados, la atenuación de la interferencia periódica estuvo 35 dB y 45 dB. Estos niveles de atenuación corresponden con los niveles requeridos para esta aplicación, ya que logran disminuir la componente de ruido de la señal originalmente registrada de EEG.

La coherencia (similitud entre las señales en el dominio de la frecuencia) entre la señal original y la señal filtrada fue superior al 95 % en la banda de interés. Este hecho explica porque son eliminadas las componentes de frecuencia que corresponden con la interferencia periódica.

La correlación (similitud entre las señales en el dominio del tiempo) de la señal original con respecto a la filtrada es superior al 98 %, donde el 2 % representó la cantidad de ruido eliminado de la señal analizada.

Tabla 2
Comportamiento de la atenuación de la interferencia para algoritmo de filtro *notch*

Frecuencia de muestreo	1 kHz			10 kHz		
Frecuencia de la interferencia (Hz)	Caso 1: Atenuación (dB)	Caso 2: Atenuación (dB)	Caso 3: Atenuación (dB)	Caso 1: Atenuación (dB)	Caso 2: Atenuación (dB)	Caso 3: Atenuación (dB)
50	-48,50	-49,77	-48,08	-56,54	-54,84	-55,40
60	-48,01	-49,41	-47,63	-54,05	-52,95	-55,36
70	-47,90	-48,09	-47,35	-53,27	-52,18	-54,32
80	-46,78	-46,90	-47,11	-51,78	-51,59	-52,47
90	-46,71	-46,75	-46,66	-51,65	-51,13	-52,94
100	-46,63	-46,63	-46,28	-51,39	-50,65	-52,16
150	-44,45	-44,27	-45,76	-49,7	-47,76	-48,25
200	-43,42	-42,13	-43,64	-48,98	-45,34	-43,85

Según pudo observarse en la tabla 1, el algoritmo de resta espectral disminuye su capacidad de atenuación a medida que aumenta la frecuencia de la interferencia en valores próximos a la frecuencia de *Nyquist*.

Como se presenta en tabla 3 el algoritmo del filtro *notch* posee un mejor rendimiento considerando el criterio del nivel de atenuación de la interferencia y el tiempo de ejecución en que se procesa, por lo tanto se ofrece como una mejor opción para eliminar interferencias periódicas de registros de EEG.

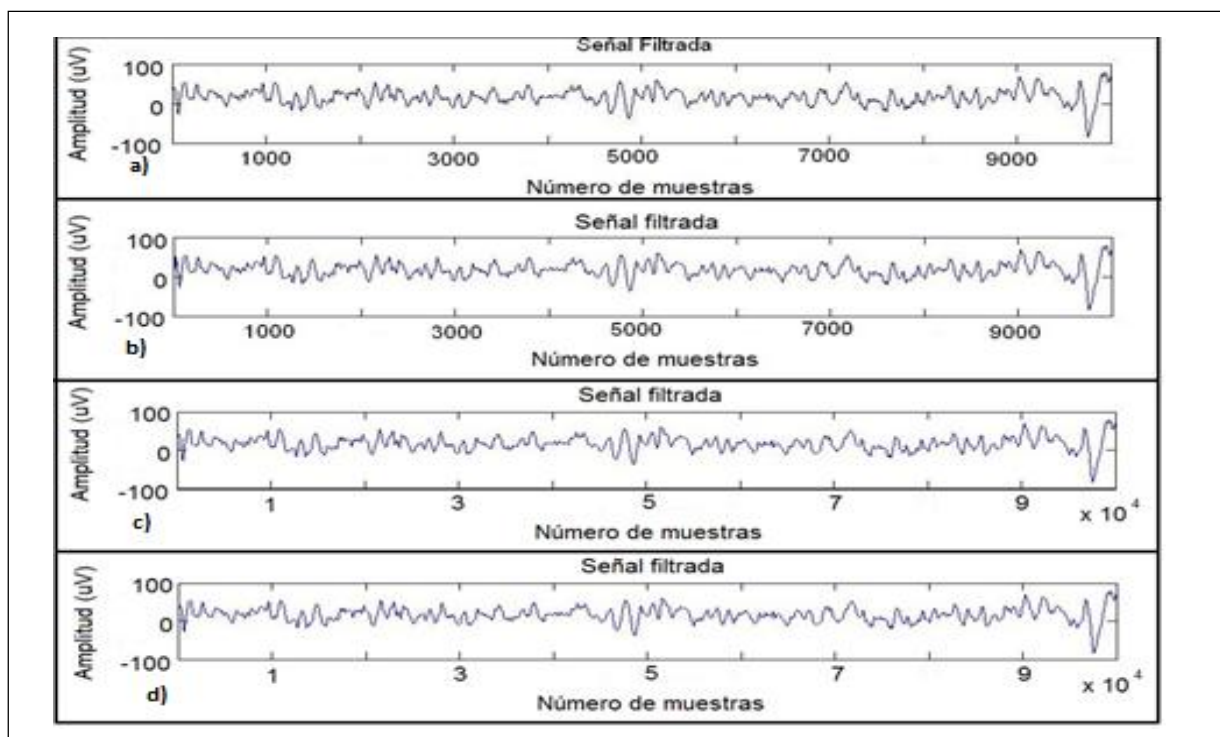


Fig. 4. Señal de salida: a) Frecuencia de muestreo de 1 kHz algoritmo de resta temporal; b) Frecuencia de muestreo de 1kHz algoritmo de filtro *notch* ; c) Frecuencia de muestreo de 10 kHz algoritmo de resta temporal; d) Frecuencia de muestreo de 10 kHz algoritmo de filtro *notch*

Tabla 3 Comparación del desempeño de los algoritmos		
Tipo de filtro adaptativo	Demora tiempo de ejecución (segundos)	Profundidad de rechazo de la interferencia periódica (dB)
notch	1	<42
Resta Temporal	9	>40

En los equipos utilizados para obtener los 20 registros de EEG fueron empleados conversores A/D de 16 bits, el error de cuantización que introducen estos conversores en la señal adquirida puede ser calculado como:

$$\text{error de cuantización} = \frac{\text{Margen dinámico normalizado}}{2^{n \text{ bits}}}$$

$$\text{Error de cuantización} = \frac{1}{65\,536}$$

$$\text{Error de cuantización} = 0,000\,015\,258\,789$$

El error de cuantización aumenta en algoritmos que impliquen realimentación (filtro IIR); en el estudio realizado la frecuencia de muestreo máxima utilizada fue de 10 kHz y los segmentos de registros EEG de 5 s. En este caso el error de cuantización total fue calculado como:

$$\begin{aligned}\text{Error de cuantización total} &= \text{Error de cuantización} \cdot \text{cantidad de muestras} \\ \text{Error de cuantización total} &= 0,75\%\end{aligned}$$

Para disminuir el error en el diseño de los equipos de registros de EEG la cantidad de bits del conversor puede aumentarse a 24 bits lo que disminuiría el error de cuantización total a un 0,006 %, lo que implica un error despreciable para el registro de EEG.

CONCLUSIONES

Durante el desarrollo de la investigación fueron evaluados 2 métodos para la eliminación de interferencia en señales de EEG. Se obtuvo como resultado que el algoritmo de resta espectral no es recomendable para análisis en tiempo real por la significativa demora que introduce en el análisis de registros EEG. El método con filtro *notch* cumple con los requerimientos de atenuación de interferencia requeridos en la práctica médica con uso de los equipos modernos de registros de EEG. Debido a que los filtros IIR no poseen fase lineal, se recomienda como solución viable para otras aplicaciones la utilización de un filtro de fase cero utilizando la función de Matlab *filtfilt*.

REFERENCIAS

- SÁNCHEZ MORILLO, Daniel.** "Procesado y transmisión de señales biomédicas para el diagnóstico de trastornos y enfermedades del sueño". Directores: Juan Luis Rojas Ojeda y Wilhelm Stork. Tesis de Doctorado. Universidad de Cádiz, Cádiz, España, 2008. Disponible en Web: <http://www.minerva.uca.es/publicaciones/asp/docs/tesis/DSanchezMorillo.pdf> [consultado en mayo 2012].
- MADISETTI, Vijay; WILLIAMS, Douglas.** *The digital signal processing handbook*. 2nd edition. Florida. USA. Edit. CRC Press-Taylor & Francis Group, 2010, 906 pp. ISBN 978-1-4200-4606-9.
- NUWER, Marc R.; COMI, Giancarlo et al.** "IFCN standards for digital recording of Clinical EEG". *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*. vol. 106 pp 259-261, 1998. Elsevier. Disponible en Web: <http://www.ccs.fau.edu/~bressler/EEGCCSBS/nuwer1998.pdf> [consultado en noviembre 2012].
- SELVA VIJILA, Kezi; KANAGASABAPATHY, Perampalam; SELVA KUMAR, Ebbie.** "A Survey of interference cancelation in biosignals". *International Journal of Reviews in Computing*. vol. 7, núm. 7 (September), pp. 64-83. 2011. Disponible en Web: <http://www.ijric.org/volumes/Vol7/vol7No7.pdf> ? [consultado en febrero 2013].
- XIUYAN, Guo; BODSON, Marc.** "Frequency estimation and tracking of multiple sinusoidal components". *Proceedings of the 42nd IEEE Conference on Decision and Control*. Maui, Hawaii, USA, 2003, pp. 5360-5365. ISBN 0-7803-7924-1. Disponible en Web: <http://www.nt.ntnu.no/users/skoge/prost/proceedings/cdc03/pdf/files/papers/FrM07.2.pdf> [consultado en julio 2013].
- ZAHRADNIK, Pavel; VLCEK, Pavel.** "Notch filtering suitable for real time removal of power line interference". *Radioengineering*. vol. 22, núm. 1, pp.186-193. Checoslovaquia, 2013. Disponible en Web: http://www.radioeng.cz/fulltexts/2013/13_01_0186_0193.pdf [consultado en julio 2013].
- MANOLAKIS, Dimitris G.; INGLE, Vinay K.** *Applied digital signal processing: Theory and practice*. New York. USA: Edit. Cambridge University Press, 2011, 991pp. ISBN 978-0-521-11002-0.

AUTORES

Raúl Ernesto García García

Ingeniero Biomédico, Centro de Neurociencias de Cuba (CNEURO), La Habana, Cuba

Cyndi González Alfonso

Ingeniera Biomédica, Centro de Neurociencias de Cuba (CNEURO), La Habana, Cuba

Manuel Sánchez Castillo

Ingeniero Electricista, Centro de Neurociencias de Cuba (CNEURO), La Habana, Cuba.

Eduardo Barbará Morales

Ingeniero en Telecomunicaciones y Electrónica, Máster en Ciencias en Bioingeniería, Departamento de Bioingeniería (CEBIO), Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría, Cujae, La Habana, Cuba.

Suppressor Adaptive Digital Filter of Periodic Interferences for Encephalographic Records

Abstract

In this paper is presented the development of an adaptive algorithm to eliminate periodic and stationary interference in Matlab and evaluated the performance of two digital signal methods: temporal subtraction and notch filter. The selection criteria used were based in attenuation levels and performance by each of the methods

Key words: intraoperative neuromonitoring, EEG, Adaptive algorithm