

Filtros diezmadores para sistema de adquisición de señales de electroencefalografía

Cyndi González Alfonso

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

Artículo original

Raúl Ernesto García García

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

Manuel Sánchez Castillo

Correo electrónico:manolo@cneuro.edu.cu

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

Eduardo Barbará Morales

Correo electrónico:eduardobm@electrica.cujae.edu.cu

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

Resumen

En la electroencefalografía digital, se ha utilizado tradicionalmente una frecuencia de muestreo de 200 muestras por segundo (m.p.s.). No obstante, la tendencia actual de estos sistemas para el registro de la actividad eléctrica cerebral (EEG), en el área investigativa, es la utilización de frecuencias de muestreo superiores a las 1 000 m.p.s., con el objeto de reproducir eventos de corta duración (actividad epiléptica en registros intracorticales), así como para reproducir fielmente algunos tipos de artefactos con el fin de sustraerlos mediante posprocesamiento digital. Debido a que esto trae como consecuencia un mayor uso de la memoria destinada al almacenamiento de los datos, en los registros prolongados, como los estudios del sueño, resulta conveniente trabajar con la mínima frecuencia de muestreo recomendada por la IFCN (200 m.p.s.), siendo necesario un proceso de diezmado para bajarla. Este artículo presenta el diseño de los filtros diezmadores aplicados a las señales de EEG, analizándose los criterios correspondientes para la optimización del diseño de las etapas diezmadoras, las cuales se implementan mediante un filtrado digital FIR. Su aplicación está destinada a un equipo médico para el registro del EEG con características avanzadas, el cual se encuentra en fase de desarrollo por el Centro de Neurociencias de Cuba (CNEURO).

Palabras claves: filtro diezmador, señales de electroencefalografía, estudio de epilepsia, método de Crochiere

Recibido: 8 de enero del 2013

Aprobado: 19 de marzo del 2013

INTRODUCCIÓN

Una de las vías para el desarrollo de equipos especializados, con aplicación en los estudios del sueño basados en el análisis de registros prolongados en el tiempo, implica la vinculación de dos técnicas de adquisición de datos como el registro prolongado de video-electroencefalografía y la resonancia magnética funcional.

El registro prolongado de electroencefalografía (EEG), es una técnica especial desarrollada con el fin de obtener mayor

información para el diagnóstico de neuropatologías, principalmente epilepsia [1]. Esta enfermedad no manifiesta sintomatología constantemente, sino en respuesta a diferentes factores que pueden aumentar la excitabilidad eléctrica neuronal hasta desencadenar crisis convulsivas.

El objetivo principal del monitoreo prolongado es captar eventos electroencefalográficos espontáneos característicos de dicha enfermedad [2,3]. Además, tiene aplicación en el estudio de la función cerebral en estados de sueño, anestesia y de pacientes en unidades de cuidado intensivo.

La técnica de electroencefalografía se puede complementar con el registro conjunto de una grabación de video al paciente, tal y como se muestra en la figura 1. Esto consiste en el registro continuo del comportamiento del paciente y de la actividad del EEG de manera simultánea, con el objetivo de analizar la actividad cerebral y de establecer la correlación eléctrica y clínica que ocurre durante las crisis de epilepsia [4,5]. Su utilización en los centros dedicados a la epilepsia, ha tomado un auge significativo en los últimos años, ya que ha permitido no sólo establecer el correcto diagnóstico de la enfermedad sino también el poder plantearse alternativas terapéuticas en los enfermos refractarios, tales como el tratamiento quirúrgico de la epilepsia.

La resonancia magnética funcional (RMNf) es un estudio no invasivo de mapeo funcional cerebral, cuya señal obtenida en secuencias es dependiente del nivel de oxigenación sanguínea. La RMNf cuenta con una resolución temporal muy limitada, por lo que una solución para ayudar en este obstáculo consiste en la combinación de EEG y RMNf [6,7]. Esta permite aprovechar la gran resolución temporal de la primera (el EEG posibilita conocer cambios en la actividad eléctrica cerebral con una precisión de milisegundos) y la gran resolución espacial de la segunda (precisión milimétrica). Por tanto, mediante el empleo de ambas técnicas se puede conocer el momento real en el que se produce un ataque epiléptico, así como la localización precisa del mismo.

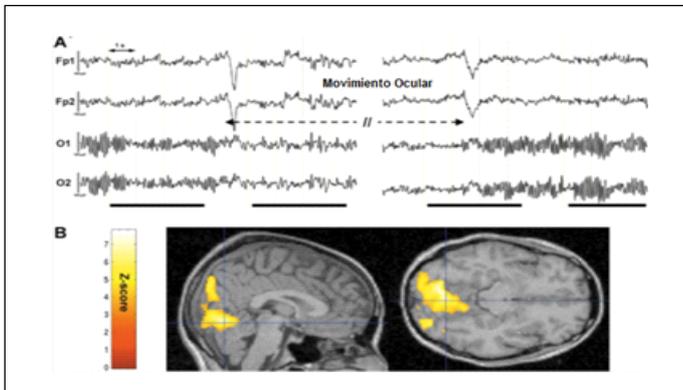


Fig. 1 a) Registro de la onda alfa en el EEG; b) Áreas del cerebro en las que se registra esta actividad [8]

Necesidades de un nuevo equipo de EEG

Las dos técnicas de registro mencionadas anteriormente (registro prolongado de video-EEG y registro de EEG conjunto con RMNf), se desean implementar en el nuevo equipo de EEG del Centro de Neurociencias de Cuba con el fin de garantizar un mejor diagnóstico de la epilepsia. Para ser esto posible, se requiere la adquisición de las señales digitales a frecuencias de muestreo a bajas frecuencias (200 Hz), ya que no se necesita una alta resolución de la señal y sí una larga duración del registro, como realizar un muestreo a altas frecuencias (4 kHz) para poder realizar un registro conjunto con la RMNf, para obtener las señales con la mejor resolución posible, teniendo también en cuenta que este estudio no es de tan larga duración como el primero.

La frecuencia mínima seleccionada en este estudio, se tomó siempre respetando las normas de la International

Federation of Clinical Neurophysiology (IFCN), la cual reporta que la mayor energía de EEG se encuentra en las frecuencias menores que 70 Hz.

Es objetivo de este artículo, presentar los principales resultados derivados de un estudio orientado al diseño y desarrollo en Matlab de filtros diezmadores para sistemas especiales de adquisición de señales en muestras típicas de registros prolongados de EEG en los estudios de sueño

METODOLOGÍA

Los filtros diezmadores permitirán emplear el registro conjunto de EEG-MRNf donde se utilizan frecuencias de muestreo de 4 kHz para obtener una mejor señal y el registro EEG prolongado con frecuencia de muestreo de 200 Hz, para garantizar un mayor número de muestras en un período largo de tiempo, que en ocasiones es de hasta 10 h, sin afectar la calidad de la señal registrada.

Estos filtros se desarrollaron en una computadora con plataforma de Windows en la herramienta de programación Matlab (versión 7.5.0). Para realizar el diseño eficiente de los factores de diezmado de los filtros con respecto al número de multiplicaciones y adiciones (MADS), se empleó el método de Crochiere [8], que permite garantizar ciertas condiciones de diseño iniciales correspondientes con las señales de interés.

MÉTODO DE CROCHIERE

Este método propone que para grandes cambios en la frecuencia de muestreo, es generalmente más eficaz reducir la tasa de muestreo con una serie de etapas de diezmado en lugar de hacer la reducción de la tasa completa con una sola etapa. De esta manera, la tasa de muestreo se reduce gradualmente dando como resultado requisitos de filtrado más eficientes en los filtros pasa-bajos de cada etapa.

En el procedimiento para desarrollar este método, se deben llevar a cabo los siguientes cálculos y pasos lógicos:

1. Determinar el factor de rizado (*ripple*) para cada etapa.

El factor de rizado se establece para cada etapa (K) dependiente de los valores de tolerancia en la banda de paso (δ_p) y en la banda de rechazo (δ_s). Con el objetivo de indicar la antes mencionada referencia, el factor de rizado se identifica como:

$$\left(D_{\infty} \left(\frac{\delta_p}{k}, \delta_s \right) \right)$$

En el caso de esta investigación fueron establecidos los siguientes datos:

- Valor de tolerancia en la banda de paso $\delta_p = 0,0010$
- Valor de tolerancia en la banda de rechazo $\delta_s = 0,010$

Los valores anteriores de tolerancia fueron aceptados para no afectar la señal resultante, pues solo representan un rizado de 1% en la banda de paso y 10% en la banda de rechazo. Como se puede comprender estos valores aportan un rizado relativamente muy pequeño.

En la tabla 1 se muestra un fragmento de valores tabulados del factor por ripple en dependencia de valores de tolerancia

en la banda de paso (δ_p) y en la banda de rechazo (δ_s), donde la fila enmarcada en rojo es la correspondiente con los valores de los factores por ripple para 6 etapas de diezmado.

δ_p	δ_s	K=1	K=2	K=3	K=4	K=5	K=6
0,001	0,0100	2,61	2,81	2,92	3,00	3,07	3,11
0,001	0,0050	2,81	3,01	3,12	3,20	3,27	3,31
0,001	0,0010	3,25	3,46	3,58	3,67	3,73	3,78
0,001	0,0005	3,45	3,66	3,78	3,87	3,93	3,98
0,001	0,0001	3,90	4,12	4,24	4,33	4,40	4,45

2. Calcular el ancho de la banda de transición del filtro.

El ancho de banda de transición del filtro puede ser calculado con empleo de la siguiente ecuación (1) y considerando la dependencia de la frecuencia de la señal (f_s) y la frecuencia de corte (f_c).

$$\Delta F = \frac{f_s - f_c}{f_c} \tag{1}$$

En el desarrollo del filtro diezmador fue establecida una frecuencia mínima de la señal de EEG igual a 200 Hz. Teniendo en cuenta que la frecuencia de muestreo (200 Hz) tiene que ser al menos el doble de la frecuencia de la señal (criterio de Nyquist), se estableció que f_s sea de 100 Hz. Para la frecuencia de corte fue definido el valor $f_c = 80$ Hz en cumplimiento de la norma IFCN [9] que establece la frecuencia máxima reconocida de la señal de EEG hasta el valor de 70 Hz.

Substituyendo los mencionados valores de la frecuencia de la señal y frecuencia de corte en la ecuación anterior, puede ser determinado el ancho de banda de transición del filtro analizado:

$$\Delta F = \frac{f_s - f_c}{f_c} = \frac{100\text{Hz} - 80\text{Hz}}{100\text{Hz}} = 0,2$$

3. Establecer el factor de cantidad de etapas.

En dependencia del ancho de la banda de transición del filtro (Δf) y el factor total de diezmado (D) se establece el factor por cantidad de etapas (S) con asistencia de un gráfico obtenido de forma empírica por Crochiere, el cual se muestra en la figura 2. Para el filtro analizado fue considerando un factor de diezmado $D = 20$, de manera que pueda ser disminuida la frecuencia inicial de 4 kHz hasta 200 Hz.

En esta etapa, considerando un análisis de hasta 4 etapas de diezmado, con factor de diezmado $D = 20$ y ancho de banda de transición del filtro $\Delta f = 0,2$, los resultados del factor de cantidad de etapas fueron: Para

$K = 1$ se obtiene $S = 10$. Para $K = 2$ se obtiene $S = 2,9$. Para $K = 3$ se obtiene $S = 2,7$. Para $K = 4$ se obtiene $S = 2,7$ 4). Definir la cantidad de multiplicaciones y adiciones por segundo.

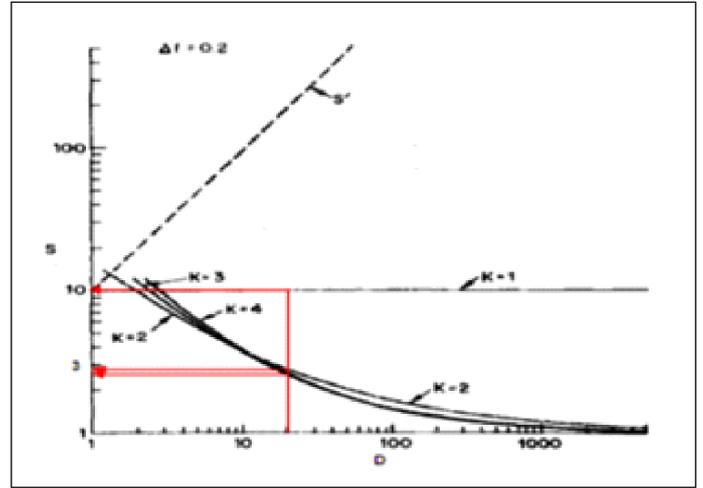


Fig. 2. Cantidad de etapas vs factor de diezmado total para un ancho de la banda de transición del filtro $\Delta f = 0,2$

La cantidad de operaciones (denominada también multiplicaciones y adiciones por segundo: MADS/s) e identificada como RT puede ser valorada por la ecuación 2.

$$Rt \cong D_{\infty} \left(\frac{\delta_p}{k}, \delta_s \right) \cdot f_{ro} \cdot S (\text{MADS} / s) \tag{2}$$

La tabla 2 muestra los resultados de la cantidad de operaciones para cada etapa (R_T) con un parámetro de frecuencia de muestreo inicial $f_{r_0} = 4$ kHz, que corresponde con el valor de la frecuencia inicial que se desea diezmar y también con la frecuencia máxima de muestreo del equipo.

K	$D_{\infty} \left(\frac{\delta_p}{k}, \delta_s \right)$	S	R_T
1	2,61	10	104 400
2	2,81	2,9	32 596
3	2,92	2,7	31 536
4	3,00	2,7	32 400

Con los resultados obtenidos y mostrados en la tabla 2, es seleccionada la cantidad óptima de etapas como $K = 3$, pues corresponde a la cantidad de etapas de diezmado que requiere una menor cantidad de multiplicaciones y adiciones por segundo (MADS/s).

4. Estimar los factores de diezmo para cada etapa definida.

Este paso del procedimiento se resuelve con asistencia de resultados graficados que interrelacionan el factor total de diezmo (D) con el factor de diezmo en cada etapa (D_k) en dependencia del ancho de la banda de transición del filtro (Δf), la cantidad óptima de etapas (K) y la correspondiente etapa de diezmo (etapa 1, etapa 2, etc.). La figura 3 también obtenida de forma empírica por Crochiere, muestra el gráfico para estimar los factores de diezmo.

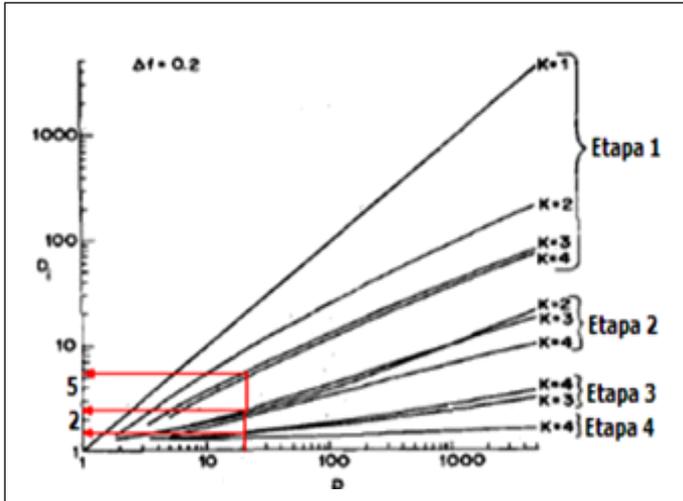


Fig. 3 Etapa de diezmo total vs factor de diezmo

En este paso del procedimiento, considerando un análisis de 3 etapas de diezmo, un ancho de banda de transición del filtro $\Delta f=0,2$ y con factor de diezmo $D=20$, los resultados de los factores de diezmo para cada una de las etapas fueron:

$$D = 5,9, D_2 = 2,5, D_3 = 1,5$$

Con el objetivo de optimizar el diseño del filtrado diezmadore y lograr el valor total de diezmo de 20, fueron finalmente seleccionados los valores:

$$D_1 = 5, D_2 = 2, D_3 = 2$$

La anterior distribución fue ajustada, debido a que de otra forma se tendría que realizar una interpolación seguida de un diezmo para mantener los valores fraccionarios, pero cada uno de estos procesamientos conlleva la implementación de filtros pasa-altos y pasa-bajos internos que se colocarían antes de pasar a interpolar o diezmar la señal, por lo que introducirían un mayor número de errores.

Parámetros de los filtros pasa-bajos de las etapas de diezmo

Para cada etapa de diezmo se debe implementar un FPB para eliminar los efectos de *aliasing*. Para el diseño de los filtros se utilizó la herramienta de Matlab: Filter Design & Analysis Tool.

Etapa de diezmo	F_s (Hz)	F_{pass} (Hz)	F_{stop} (Hz)	A_{pass} (dB)	A_{stop} (dB)	Orden
1	4 000	340	440	1	77	98
2	800	175	240	1	66	25
3	400	80	140	1	66	14

Descomposición polifásica

Empleando la función `mfilt.firdecim`, se realiza un diezmadore poifásico con filtro de respuesta impulsiva finita (FIR). La función de la forma `mfilt.firdecim(m,num)` devuelve un objeto diezmadore polifásico que disminuye en un factor m y emplea los coeficientes especificados por el filtro pasa-bajo, por lo que permite especificar mejor el filtro FIR. Al utilizar esta función, se procesa la señal de EEG c de forma más eficiente, ya que primero se diezman las muestras, lo que permite solamente filtrar las de interés, por lo que solo se les realizan las multiplicaciones y adiciones a las muestras de interés [10,11]. Con las características de los filtros pasa-bajos anteriormente definidas, se obtienen los coeficientes de cada uno de estos filtros mediante la función de Matlab:

```
b = firgr('minorder', [0 Fpass Fstop Fs/2]/(Fs/2), [1 1 0 0], [Dpass ... Dstop], {dens}); num= dffir(b).
```

Con este procedimiento, se obtendrán los valores de MADS/s correspondientes a la tabla 4.

ANÁLISIS DEL ALGORITMO

Para analizar los resultados del diezmo se emplearon varios segmentos de 10 segundos de señales de EEG provenientes de estudios realizados a pacientes sanos con el equipo de electroencefalografía Medicid-5. Debido a que las frecuencias de muestreo de estos registros de EEG eran de 200 muestras por segundo, fue necesario efectuar una interpolación previa para simular los registros adquiridos con frecuencias de muestreo de 4 kHz.

Para evaluar los posibles errores debido a la aplicación de los filtros diezmadores, se efectuó un análisis de coherencia entre las señales procesadas y las señales originales, con el fin de estimar los niveles de similitud por frecuencia para cada etapa de diezmo [12]. Este proceso se evidencia de una mejor forma en la figura 4 mediante un diagrama en bloques.

Los valores de coherencia están normalizados, por lo que se definen entre 0 y 1, donde el valor 1 correspondería con el valor máximo de similitud entre ambas señales en el dominio de la frecuencia.

Tabla 4
Multiplicación por segundo y muestras

Etapa de diezmado	Orden del filtro (Or)	Frecuencia de muestreo (fm)	Multiplicaciones por segundo (MPS)=Or*fm/M	Multiplicaciones por muestra (MPM)=Or*m/M
1	98	800 Hz	15 680	156 800
2	25	400 Hz	50	50 000
3	14	200 Hz	14	14 000

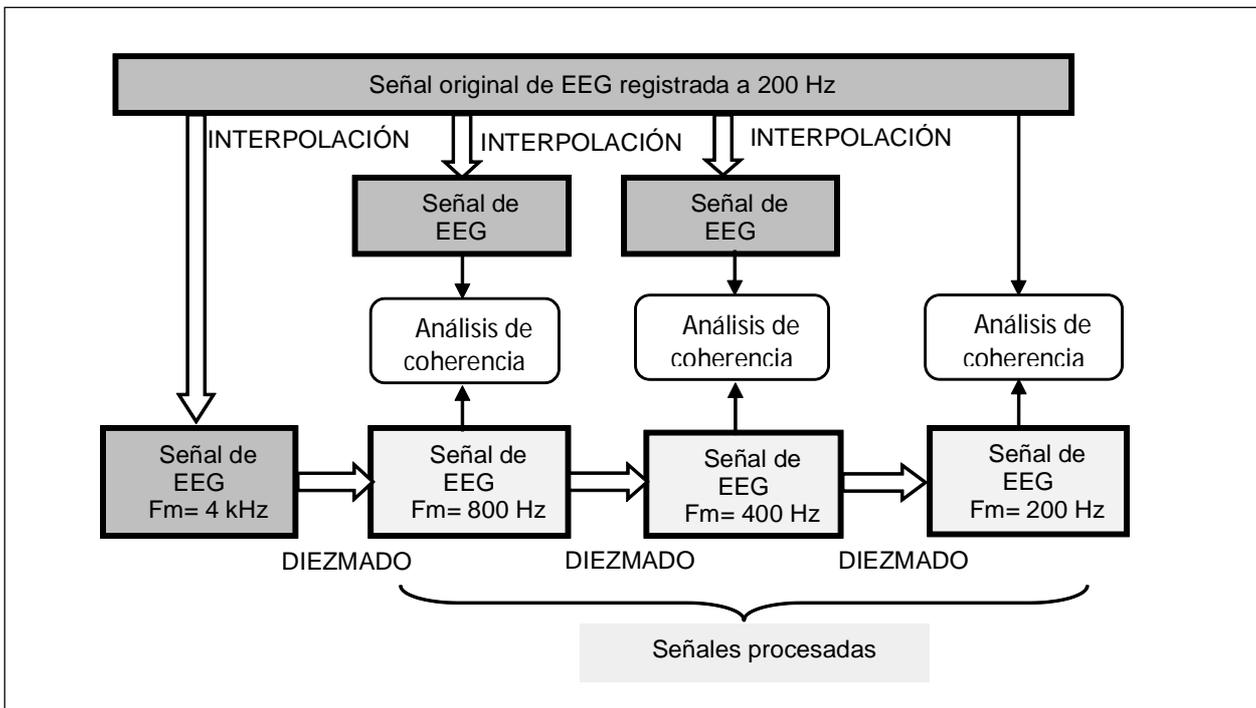


Fig. 4 Diagrama en bloques del procedimiento para el análisis de coherencia de cada etapa

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La primera señal de estudio de EEG (figura 5), pertenece a un registro normal de un paciente sano, la cual tiene una frecuencia de muestreo de 4 kHz.

Cumpliendo con la norma IFCN [12], se analiza el comportamiento de las señales diezmadas en las frecuencias menores de 30 Hz, que es donde se encuentra la mayor energía de EEG, compuesta por las ondas alfa, theta, delta y gamma.

En la primera etapa de diezmado se empleó un factor de diezmo de 5, por lo que la frecuencia de muestreo pasó a ser 800 Hz, obteniéndose 8 000 muestras en el registro (figura 6).

Teniendo en cuenta la norma IFCN [9], la mayor energía de las señales de EEG se encuentra en las frecuencias menores a este valor, debido a que está compuesta por las ondas principales: alfa, delta, theta y gamma.

En la figura 7 se muestran los resultados del análisis de coherencia entre la señal original y procesada. En esta se evidencia, en el cuadro inferior de la derecha, que la señal tiene una excelente coherencia (ideal=1) hasta más de los 30 Hz, que son las frecuencias de interés.

En la figura 8 se muestra el comportamiento en el dominio del tiempo de la señal de EEG para la segunda etapa.

Realizando el mismo análisis, se puede observar en el cuadro inferior derecho de la figura 9, que la coherencia mantiene un excelente comportamiento (igual a 1) hasta las frecuencias alrededor de 30 Hz.

En la tercera etapa de diezmado, la frecuencia de muestro de la señal de EEG se disminuye hasta los 200 Hz como se muestra en la figura 10.

En la tercera etapa de diezmado se mantiene un buen comportamiento de la coherencia entre las señales, (ver cuadro superior derecho de la figura 11) ya que tiene valores superiores a 0,99 en las frecuencias menores que 30 Hz.

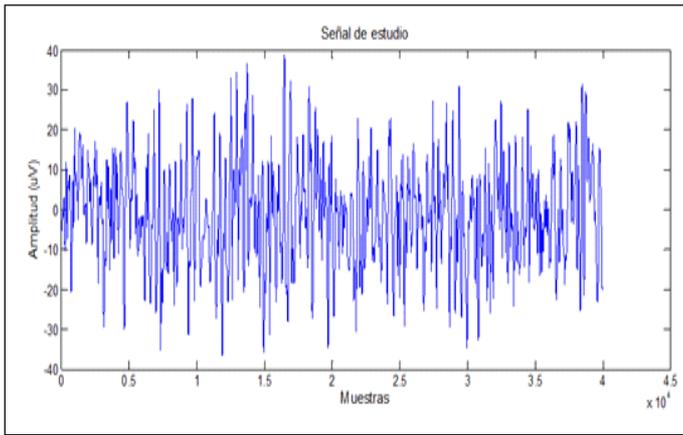


Fig. 5 Señal de estudio de EEG

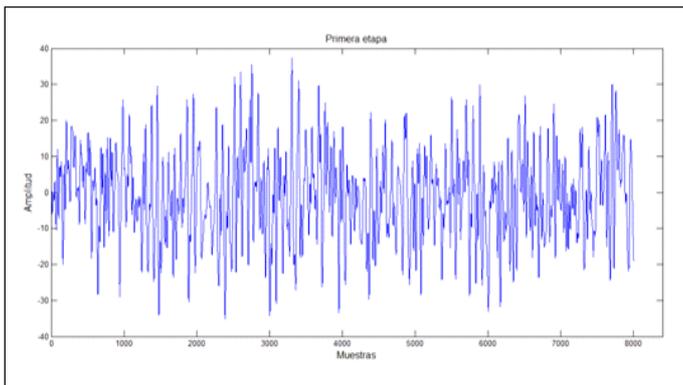


Fig. 6 Señal de EEG diezmada en la primera etapa

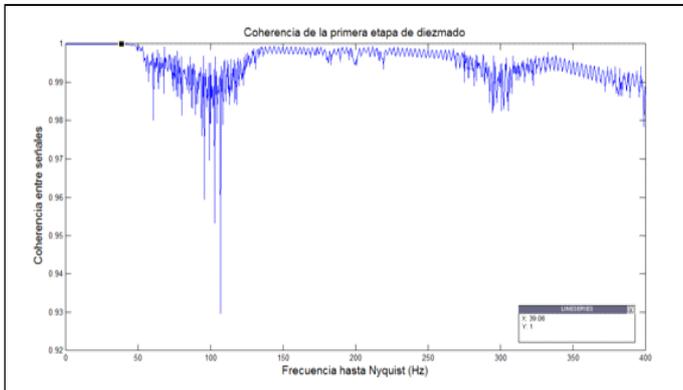


Fig. 7 Comportamiento de la coherencia entre la señal procesada y la original en la primera etapa de diezmao

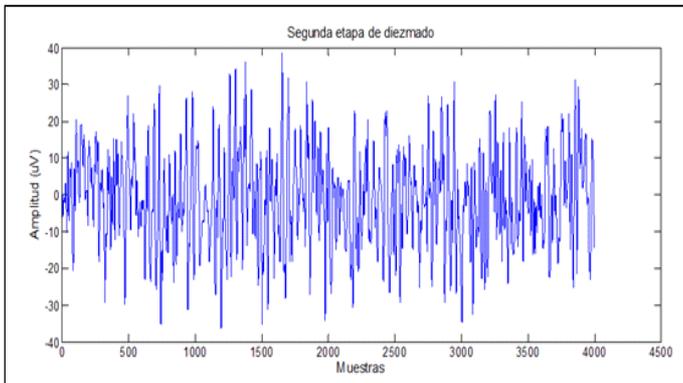


Fig. 8 Señal de EEG en la segunda etapa de diezmao

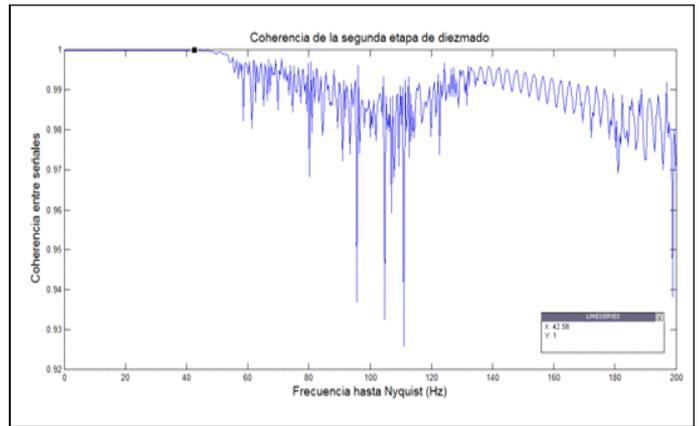


Fig. 9 Comportamiento de la coherencia entre la señal procesada y la original en la segunda etapa de diezmao

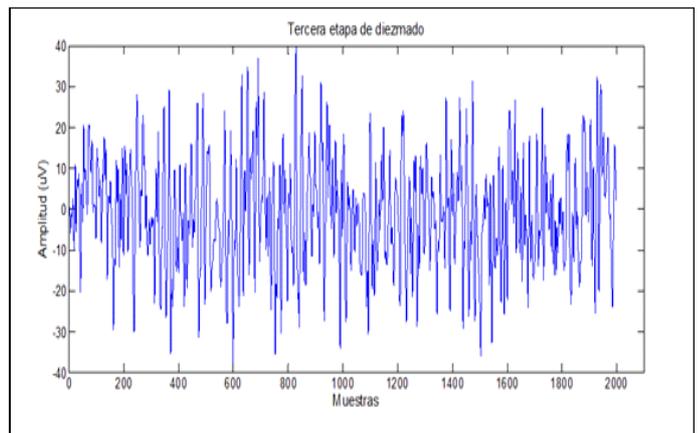


Fig. 10 Señal de EEG de la tercera etapa de diezmao

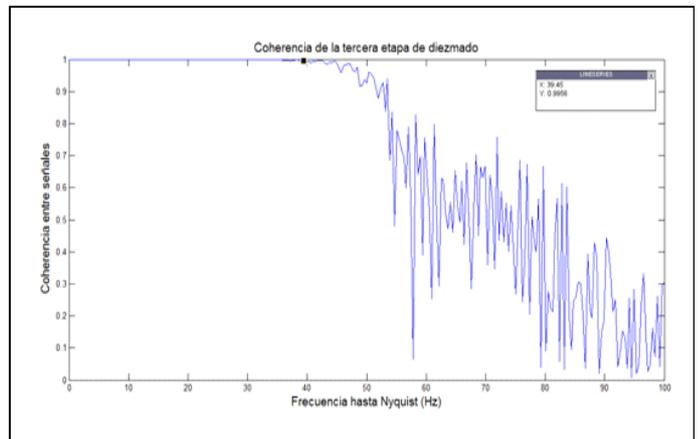


Fig. 11 Comportamiento de la coherencia entre la señal procesada y la original en la tercera etapa de diezmao

Estos valores de coherencia demuestran que no existen discrepancias significativas en el dominio de la frecuencia durante el intervalo de interés (hasta 30 Hz), por lo que existe una gran similitud entre las señales procesadas y las originales.

CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos en este trabajo son satisfactorios, ya que no hay pérdida de información en las señales de EEG al mantenerse una coherencia muy buena en toda la banda de interés, lo que permite realizar posteriormente un correcto análisis de la señal. Las pruebas realizadas a los filtros teniendo en cuenta las etapas y los factores de diezmado, demuestran que es un método eficiente para disminuir la frecuencia de muestreo con el fin de realizar los estudios de EEG según los requerimientos actuales. Los filtros contribuirán al desarrollo de nuevos equipos avanzados, permitiendo economizar el uso de las memorias empleando frecuencias altas de muestreo para los registros conjuntos con la RMNf que son de corta duración, y frecuencias bajas de muestreo para los registros prolongados de EEG en los estudios de sueño.

Las características avanzadas de estos sistemas, obtenidas mediante el empleo de estos filtros proporcionarán una importante competitividad comercial y un alto impacto económico al incorporar ingresos en divisas al país del orden de los miles de dólares, así como un ahorro por concepto de sustitución de importaciones.

REFERENCIAS

- 1. EDUARDO CASTAÑO, Nelson; FERNANDO ZAPATA, José; VILLEGAS-G, Jairo.** "Detección de puntas epilépticas en señales electroencefalográficas para pacientes con epilepsia del lóbulo temporal utilizando wavelets". *Ingeniería y Ciencia*. 2009, vol. 5, núm. 9, pp. 145-165. Disponible en Web: <http://publicaciones.eafit.edu.co/index.php/ingciencia/article/%20view/471> [consultado en diciembre 2012].
- 2. GUYTON CLIFTON, Arthur.** "Estados de actividad cerebral: Sueño, ondas cerebrales, epilepsia, psicosis". *Tratado de Fisiología Médica*. España: Ed Interamericana-McGraw Hill. 1992, pp. 727.
- 3. URRESTARAZU BOLUMBURU, Elena; IRIARTE FRANCO, Jorge.** "Análisis matemáticos en el estudio de señales electroencefalográficas". *Revista Neurológica*. 2005. vol. 41, núm. 7, pp. 423-434. Disponible en Web: <http://www.neurologia.com/pdf/Web/4107/t070423.pdf> [consultado en noviembre 2012].
- 4. CONSALVO, Damian; GARCÍA, María del Carmen; GIAGANTE, Brenda.** "Guía para la realización de estudios de Video-EEG de superficie". *Revista Neurológica Argentina*. 2009, vol. 1, núm. 1, pp. 50-55. Disponible en Web: <http://www.ms.gba.gov.ar/programas/proepi/docs/InfoProfesional/GuiaVideoEE.pdf> [consultado en febrero 2012].
- 5. VELIS, Demetrio; PLOUIN, Perrine; GOTMAN, Jean; DA SILVA, Fernando.** "Subcommittee on Neurophysiology. Recommendations Regarding the requirements and applications for long-term recordings in epilepsy". *Epilepsia*. 2007, vol. 48, núm. 2, pp. 379-84. Disponible en Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17295634> [consultado en noviembre 2012].
- 6. BARGALLÓ ALABART, Nuria; SETOAIN PAREGO, Xavier.** "Imagen en epilepsia: estudios funcionales". *Radiología*. 2012. vol 54, núm. 2, pp. 124-136. Disponible en Web: <http://www.elsevier.es/es/revistas/radiologia-119/imagen-epilepsia-estudios-funcionales-90123609-actualizaciones-2012> [consultado en noviembre 2012].
- 7. CORREA TORRES, Ángel.** "Nuevas formas de mirar al cerebro". *Ciencia Cognitiva: Revista Electrónica de Divulgación*, 2009, vol. 3, núm. 3, pp. 65-67. <http://medina-psicologia.ugr.es/~cienciacognitiva/files/2009-22.pdf> [consultado en enero 2012].
- 8. SIERRA SIERRA, Inmaculada; LOSANTOS PASCUAL, Rufino; HIJOSA PEDREGOSA, Milagros.** "Nuevas técnicas neurofisiológicas en el diagnóstico". *Neurofisiología de las epilepsias*; 2005. pp. 53-62. Disponible en Web: <http://www.viguera.com/pdf/muestra/8485424484.pdf> [consultado en febrero 2012].
- 9. NUWER, Marc; COMI, Giancarlo; EMERSON, Ronald.** "IFCN Standards for Digital Recording of Clinical EEG". *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*. 1998, pp.259-261. Disponible en Web: <http://www.ccs.fau.edu/~bressler/EEGCCSBS/nuwer1998.pdf> [consultado en enero 2012].
- 10. CROCHIERE, Ronald; RABINER, Lawrence.** "Further Considerations in the Design of Decimators and Interpolators". *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing*. 1976, vol. 69, núm. 3, pp. 300-331. Disponible en Web: <http://libra.msra.cn/Publication/1585593/further-considerations-in-the-design-of-decimators-and-interpolators> [consultado en enero 2012].
- 11. BLANCHET, Gérard; CHARBIT, Maurice.** *Digital Signal and Image Processing Using MATLAB*. HERMES Science Europe Ltd, ISBN 905209-13-4, 2006, pp. 117. Disponible en sitio Web: http://uvcpe.files.wordpress.com/2011/08/digital_signal_and_image_proce.pdf
- 12. GARCÍA LOPÉZ, Juan.** "Introducción a filtros digitales". In Martínez García M. editor. Procesamiento Digital de Señales. Ciro Andrés. 2007. pp. 290-292. Disponible en Web: <http://www.tijbc.com/pds/libros/libro-pds.htm> [consultado en enero 2012].
- 13. GONZÁLEZ ALFONSO, Cyndi.** "Filtros diezmadores para sistema de adquisición de EEG". Tesis de Grado, Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría, Cujae, La Habana, 2012.

AUTORES

Cyndi González Alfonso

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

Raúl Ernesto García García

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

Manuel Sánchez Castillo

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

Eduardo Barbará Morales

Ingeniero en Telecomunicaciones y Electrónica, Master en Ciencias en Bioingeniería, Centro de Estudios de Bioingeniería (CEBIO), Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría, Cujae, La Habana, Cuba

Decimated Filters for Acquisition System of Signs Electroencephalography

Abstract

In digital electroencephalography, a sampling frequency of 200 samples per second (s.p.s) is the minimum used. However, the present trend of these systems for recording brain electrical activity (EEG), in the area of research is the use of higher sampling at 1000 s.p.s, in order to reproduce short events (intracortical records epileptic activity) as well as to faithfully reproduce some kinds of artifacts to subtract digital post-processing means. Because this results in greater use of memory for the storage of the data, in long records, as sleep studies, it is convenient to work with the minimum sampling frequency recommended by the IFCN (200m.ps) being necessary to lower it by a process of decimation. This paper presents the study and analysis of criteria for the design optimization of decimates stages for electroencephalographic signal implemented by a FIR digital filter, with a versatile application to EEG recording systems in development by the Neuroscience Center of Cuba (CNEURO)

Key words: decimator filter electroencephalography signals, epilepsy's study, Crochiere method