



ISSN: 1697-090X

Inicio Home

Índice del volumen  
Volume index

Comité Editorial  
Editorial Board

Comité Científico  
Scientific  
Committee

Normas para los  
autores Instruction  
to Authors

Derechos de autor  
Copyright

Contacto/Contact:



# REDUCCIÓN DE RUIDO EN SEÑALES DE ELECTROENCEFALOGRAMA: UNA APLICACIÓN PARA MEJORAR LAS IMÁGENES DE MAPEO CEREBRAL

Gerardo Luna-Guevara

Maestría en Ingeniería Eléctrica, Facultad de Ingeniería, UNAM.  
Departamento de Psiquiatría y Salud Mental,  
Facultad de Medicina, Universidad Nacional Autónoma de México México DF.

Rev Electron Biomed / Electron J Biomed 2014;3:18-25.

[gerlg @ unam.mx](mailto:gerlg@unam.mx)

---

[Comentario de la revisora Dra. Maria del Carmen Garcia](#). Neuróloga, coordinadora sección epilepsia. Servicio de Neurología. Hospital italiano de Buenos Aires. Argentina.

[Comentario del revisor Dr. José María Trejo Gabriel y Galán](#). Jefe de Neurología del Hospital Universitario de Burgos. España.

---

## RESUMEN:

Los trabajos de reducción de ruido en el electroencefalograma (EEG) son muy específicos, en los cuales se trata de eliminar artefactos visibles en la señal, como el movimiento muscular que influye en la señal para zonas adyacentes.

El objetivo de este trabajo es la reducción del ruido en señales de EEG y verlo reflejado en una imagen de mapeo cerebral.

Al paciente se le tomo un estudio de EEG en condiciones ambulatorias. Aplicando la técnica del análisis multiresolución se separa y descompone el comportamiento general y el detalle de la señal para luego reconstruir un estimado de la señal original. Se obtuvo un error cuadrático medio:  $E = 3.5\%$ . Posteriormente usando algoritmos de graficación en 2D se generó una imagen del mapeo cerebral.

Los resultados obtenidos son alentadores y dan pauta para continuar y generar una base de datos normativos de señales de EEG para diversas patologías.

**PALABRAS CLAVE:** Electroencefalograma. Imágenes cerebrales. Multiresolución. Ruido.

---

## SUMMARY: NOISE REDUCTION BRAIN MAPPING IMAGES FROM EEG SIGNALS

The noise reduction works in the electroencephalogram (EEG) are very specific, where it is visible to remove artifacts in the signal, such as muscle movement influencing the adjacent signal.

The aim of this work is the reduction of noise in EEG signals and sees it reflected in brain mapping an image.

The patient took an EEG study in ambulatory conditions. Applying multiresolution analysis technique decomposes disbanded and general behavior and the detail of the signal and then reconstruct an estimate of the original signal. They obtained a mean square error  $E = 3.5\%$ . Later graphing algorithms using 2D image was obtained brain mapping.

The results are encouraging and give pattern to continue and generate a normative database of EEG signals for various pathologies.

**KEYWORDS:** Brain imaging. Electroencephalogram. Multiresolution. Noise.

## INTRODUCCIÓN

En todo proceso de adquisición de señales biomédicas, las mediciones tomadas poseen cierto grado de distorsión debido a varios factores algunos son; ruido térmico, interferencia electromagnética o movimientos del paciente <sup>1</sup>. Conforme se producen más adelantos tecnológicos en la actualidad, cada vez se hace más importante encontrar aplicaciones enfocadas en el mejoramiento de la calidad de vida del hombre. Un factor en particular es la salud; debido a que es necesario detectar enfermedades, antes de que estas lleguen a su etapa terminal; este es un tema que viene siendo estudiado por la medicina desde hace varios años. Así mismo en la última década, se ha intensificado la búsqueda de nuevos métodos y sistemas, que empleando conceptos de ingeniería han permitido alargar la vida de personas o en su defecto detectar a tiempo una variedad de enfermedades.

Este artículo presenta un análisis multiresolución con wavelets con aplicación a señales de actividad eléctrica cerebral, electroencefalograma (EEG), para minimizar el ruido de fondo como lo es la interferencia eléctrica y movimientos musculares. El EEG es una técnica no invasiva que tiene un rol importante en el diagnóstico de enfermedades y es de mucho uso en las áreas de la investigación psicológica y médica.

Los Wavelets son una herramienta de análisis tiempo-frecuencia de gran utilidad en el área de señales biomédicas, una señal puede ser representada como la sumatoria de wavelets los cuales son fundamentalmente idénticos excepto por un factor de traslación y dilatación, de ahí que una señal puede ser representada de forma completa por los coeficientes wavelets. Estos coeficientes proporcionan información de gran importancia en el dominio del tiempo y la frecuencia el cual puede ser utilizado para caracterizar una señal. Una función wavelet, conocida como wavelet "madre", genera una familia de wavelets que son trasladados y dilatados que son versiones del wavelet madre <sup>2</sup>. Debido a la naturaleza no estacionaria de las señales del EEG y electrocardiogramas, que frecuentemente son contaminadas con ruido externo, los wavelet han tenido gran éxito, específicamente la transformada wavelet ha sido utilizada en electrocardiograma (ECG) con el objeto de poder diagnosticar desórdenes cardiovasculares y en señales de EEG para el diagnóstico de desórdenes neurofisiológicos, en reducción de ruido donde se trata de eliminar artefactos visibles como la perturbación generada por el movimiento de los ojos <sup>3 4</sup>.

Para llevar a cabo esta tarea se requiere establecer un umbral sobre los coeficientes wavelet para "eliminar" el ruido que está asociado con los coeficientes de menor valor, y al realizar una reconstrucción obtendremos una aproximación de la señal original; la idea es que una versión más clara de la señal original resulte cuando sólo las componentes más significativas son retenidas.

Sea el modelo siguiente, donde  $f$  la señal original con ruido y  $f$  la señal estimada, se desea que el error medio cuadrado de como resultado un valor lo más pequeño posible.

$$R(f, f) = E \int (f - f)^2 \sqrt{N} \dots (1)$$

Se toma como señal de trabajo el estudio de un sujeto con problema o evento vascular cerebral (EVC), la cual es una alteración neurológica que se caracteriza por una aparición brusca, generalmente sin aviso, con síntomas de 24 horas o más, causando secuelas y muerte. Destaca como la causa más común de incapacidad en adultos y es la quinta causa de muerte en nuestro país, un EVC, puede ocurrir cuando una arteria se obstruye produciendo interrupción o pérdida repentina del flujo sanguíneo cerebral o bien, ser el resultado de la ruptura de un vaso, dando lugar a un derrame y un prueba para su detección temprana es un estudio de EEG.

Lo anterior no lleva a establecer la siguiente pregunta, ¿cómo mejorar la señal del EEG para ser más precisos en el diagnóstico ya sea a través del estudio de EEG y su correlación anatomo-eléctrica en el mapeo cerebral? De donde planteamos los siguientes objetivos, 1) Minimizar el ruido en un EEG, 2) Generar el mapeo cerebral con mayor precisión.

## MATERIAL Y METODOS

Se planteó una investigación de cuantitativa, para la reducción del ruido en el electroencefalograma donde los datos se obtuvieron en el laboratorio con un sistema digital de electroencefalografía de 34 canales, con un tiempo de registro 30 minutos, la colocación de electrodos de acuerdo al sistema 10-20 internacional usando 21 electrodos, se usó una resolución de 16 bits muestreados a 200 Hz. Los pacientes se presentan en condiciones ambulatorias. Nuestra variable de estudio es la señal del EEG en el espacio tiempo y frecuencia.

### Análisis Multiresolución con wavelets.

Para reducir el ruido empleando la transformada wavelet discreta (TWD), asumimos el siguiente modelo, empleado para encontrar una

aproximación a los valores de  $x[n]$  e  $y[n]$  es:  $y[n] = x[n] + \eta[n]$   $n = 1, \dots, N \dots (2)$

Donde  $x[n]$  es la señal sin perturbaciones,  $\eta[n]$  es un proceso aleatorio blanco Gaussiano con media  $\mu=0$  y varianza 1,  $N$  es la longitud de la señal. La TDW tiene propiedades en sus funciones bases que hacen posible obtener una buena aproximación de señales que contienen ruido aditivo. Si las funciones base de TDW son ortonormales, entonces la transformada del ruido blanco Gaussiano  $\eta[n]$  corresponde a otro de igual estructura, blanca Gaussiana  $\varepsilon[n]$ , de la misma amplitud de  $\eta[n]$  por lo que

$$W\{y[n]\} = W\{x[n]\} + W\{\eta[n]\} \dots (3)$$

Resolviendo para  $x[n]$

$$W\{x[n]\} = W\{y[n]\} - W\{\eta[n]\} \dots (4)$$

En general, el valor de  $\varepsilon$  no se conoce, así que la componente del ruido se le asigna un valor  $\lambda$ , tal que

$$X[n] = W^{-1}\{y[n] - \lambda\} \dots (5)$$

La eliminación del ruido mediante la técnica de reducción de ruido, consiste en eliminar la contribución correspondiente al valor estimado  $\lambda$ , de cada uno de los coeficientes wavelet en  $W\{y[n]\}$ .

Una opción consiste en emplear el procedimiento de limitación por nivel motivada por lo siguiente:

- 1) La propiedad de no correlación de la TDW genera una señal poco densa, la mayoría de los coeficientes libres de ruido son cero o cercanos a cero.
- 2) El ruido está distribuido de igual forma en todos los coeficientes.
- 3) Se supone que la potencia del ruido es mucho menor que la de la señal útil.

El valor del umbral corresponde a un compromiso entre la cercanía del ajuste y el suavizado: un valor pequeño da como resultado una señal de salida con forma cercana a la entrada, por ello, la remoción de ruido es insuficiente. Por el contrario un valor de umbral muy alto produce una señal de salida con muchos coeficientes iguales a cero, esto es demasiada distorsión y pérdida de información <sup>5</sup>.

**Criterios de umbral.** Las propuestas para el valor de umbral mencionados son <sup>6,7</sup>.

*Umbral fijo:* Los coeficientes wavelets más pequeños están dominados por el ruido, mientras que los coeficientes con valores absolutos grandes poseen más información de la señal que el ruido. Por esto el valor absoluto de los coeficientes más pequeños que están por debajo del umbral fijo  $T$ , se sustituyen por cero:

Donde  $d[i]$  es el coeficiente de detalle wavelet  $k$  del nivel  $l$ . Aunque esta función de umbralización es buena para reproducir señales con discontinuidades o cambios abruptos, también produce artefactos en la señal reconstruida debido a la discontinuidad presente en el valor de umbral  $\lambda$ .

*Umbral flexible:* en este caso, se reducen todos los coeficientes hacia el origen, del siguiente modo:

$$|d[i]| \geq T \Rightarrow \tilde{d}[i] = \text{sgn}(d[i]) (|d[i]| - T) \dots (7)$$

Donde  $\text{sgn}$  es la función signo

El problema de esta función es que la señal reconstruida presentara una diferencia menor en amplitud a la señal original. Con el umbral duro produce discontinuidad en  $d[i]=T$  lo cual no ocurre con el umbral suave.

**Valor del umbral.** Para determinar el valor del umbral existen diferentes estimadores estadísticos de los cuales mencionamos algunos, el utilizado en este trabajo es el umbral universal

*Universal:* El valor depende de la cantidad de muestras de la señal <sup>5</sup>. En el cual se propone que el nivel de ruido de los datos de entrada se calcula como la media absoluta de los coeficientes wavelet en el primer nivel de descomposición dividida por 0,6745.

$$\sigma = \left( \sum_k |d[j-1, k]| / n \right) / 0.6745 \dots (8)$$

$$T = \sigma \sqrt{2 \log(N)} \dots (9)$$

*Estimador de riesgo* no sesgado de Stein (SURE), donde el valor del umbral se encuentra minimizando una función de riesgo.

*El SUE Heurístico*: para el cual se selecciona el menor valor de los umbrales estimados por los dos métodos anteriores

*Minimax*: Se basa en la regla de Minimax, definida para una serie de datos.

**Escalamiento.** El valor del umbral se puede ponderar de acuerdo con los valores de los coeficientes por escala, de esta forma el umbral puede ser dependiente del nivel de ruido encontrado por nivel. Tres formas en las cuales se puede ponderar el valor del umbral son las siguientes:

*Global (one)*: A todos los coeficientes de todos los niveles se les aplica el valor del umbral sin ponderar.

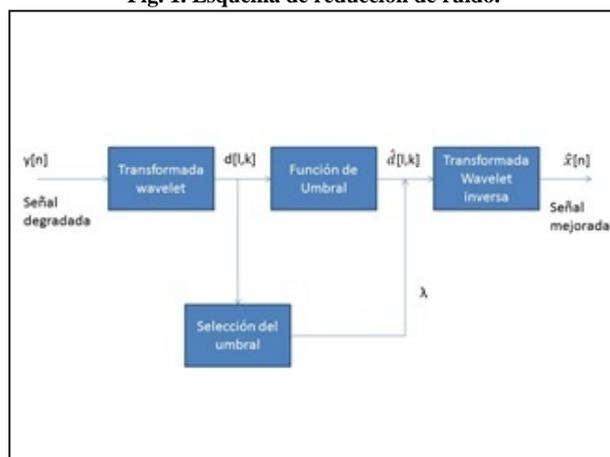
*Ponderación primer nivel*: Se calcula el nivel de ruido de los coeficientes de detalle del primer nivel de descomposición a partir de la siguiente ecuación:

Donde  $\delta$  es el nivel del ruido estimado, el valor del umbral se pondera como:

Ponderación por nivel: En este caso el valor de umbral se pondrá por escala a partir de la estimación del nivel del ruido en la escala.

En la fig. 1 se conceptualiza el esquema general empleado para la reducción de ruido con las señales de EEG mediante análisis multiresolución.

**Fig. 1. Esquema de reducción de ruido.**



**Caracterización.** La caracterización se realiza calculando la transformada wavelet con 3 niveles de descomposición, a cada muestra transformada en el espacio wavelet, se le calculan los siguientes parámetros o medidas por nivel de descomposición:

Donde  $\mu_n^l$  es la media normalizada,  $E^l$  es la energía y  $m_n^l$  es el máximo absoluto de los coeficientes de la escala l. SVD es la raíz cuadrada de los valores propios de la matriz  $C^T C$ . La matriz C se obtiene indexando en filas los coeficientes de los diferentes niveles de descomposición <sup>8</sup>.

## RESULTADOS

El primer análisis se realiza con una señal correspondiente a un EEG con ruido, como se observa en la figura 2 y 3, compuesta de 512 muestras lo que nos permite realizar hasta nueve descomposiciones. La función wavelet madre a utilizar será la Daubechies 2 y Daubechies 4 y la descomposición se realiza hasta el quinto nivel.

La secuencia de cálculos es la siguiente:

1. Determinar del nivel de ruido:  $\delta = 0,93$
2. Cálculo del umbral:  $T = 3,47$
3. Descomposición de la señal hasta el quinto nivel

4. Aplicación de umbral suave sobre los coeficientes wavelet obtenidos en cada nivel de descomposición
5. Reconstrucción de la señal con los nuevos coeficientes wavelet.
6. Obtención del error cuadrático medio:  $E = 3,5\%$
7. Obtención del porcentaje de energía retenido:

Donde  $s_1$  corresponde a la señal reconstruida y  $s$  a la señal original.

En la Fig. 2 y 3 el eje x es tiempo discreto y el eje y es la amplitud en unidades de  $\mu\text{volts}$ .

**Fig. 2. Señal procesada Daubechies 2, imagen a): señal + ruido, imagen b): ruido e imagen c): señal limpia.**

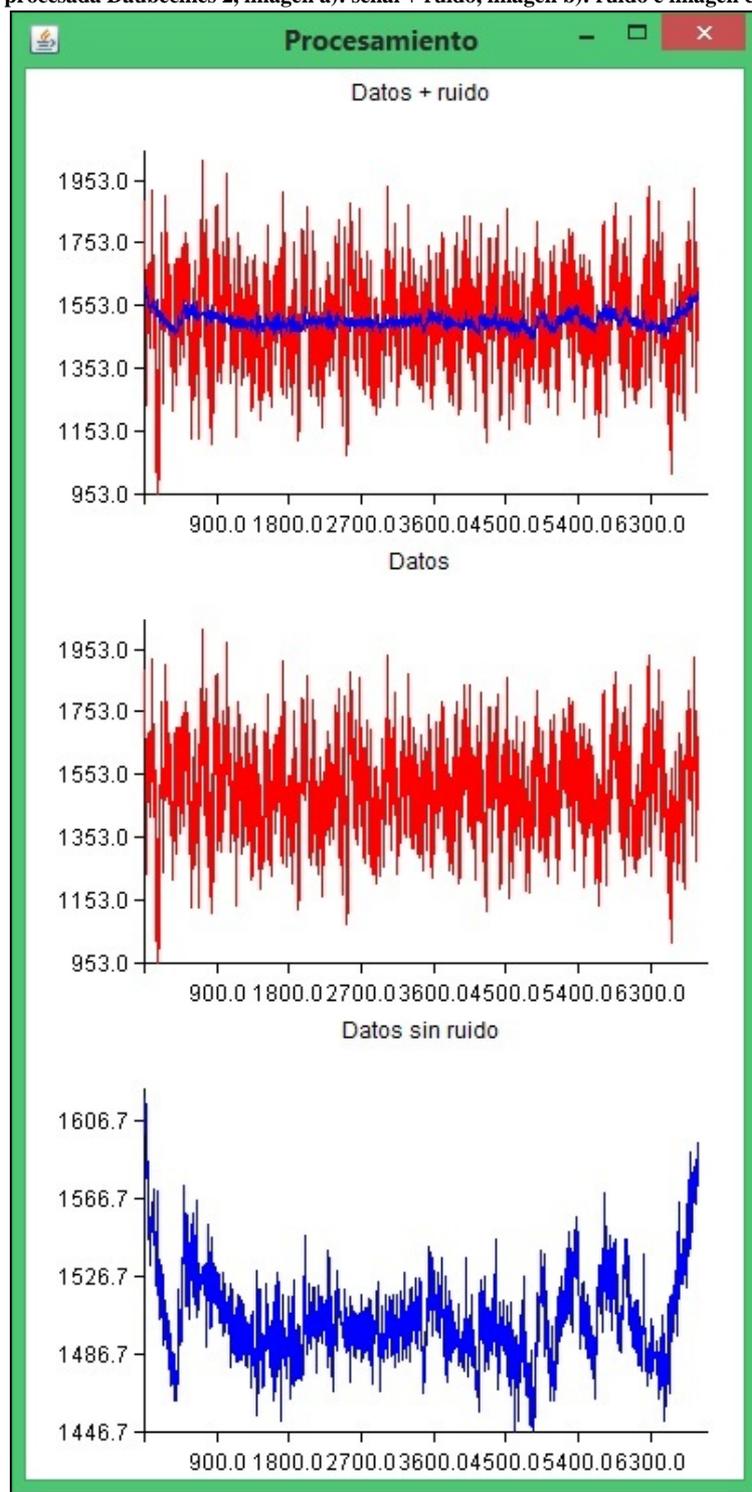
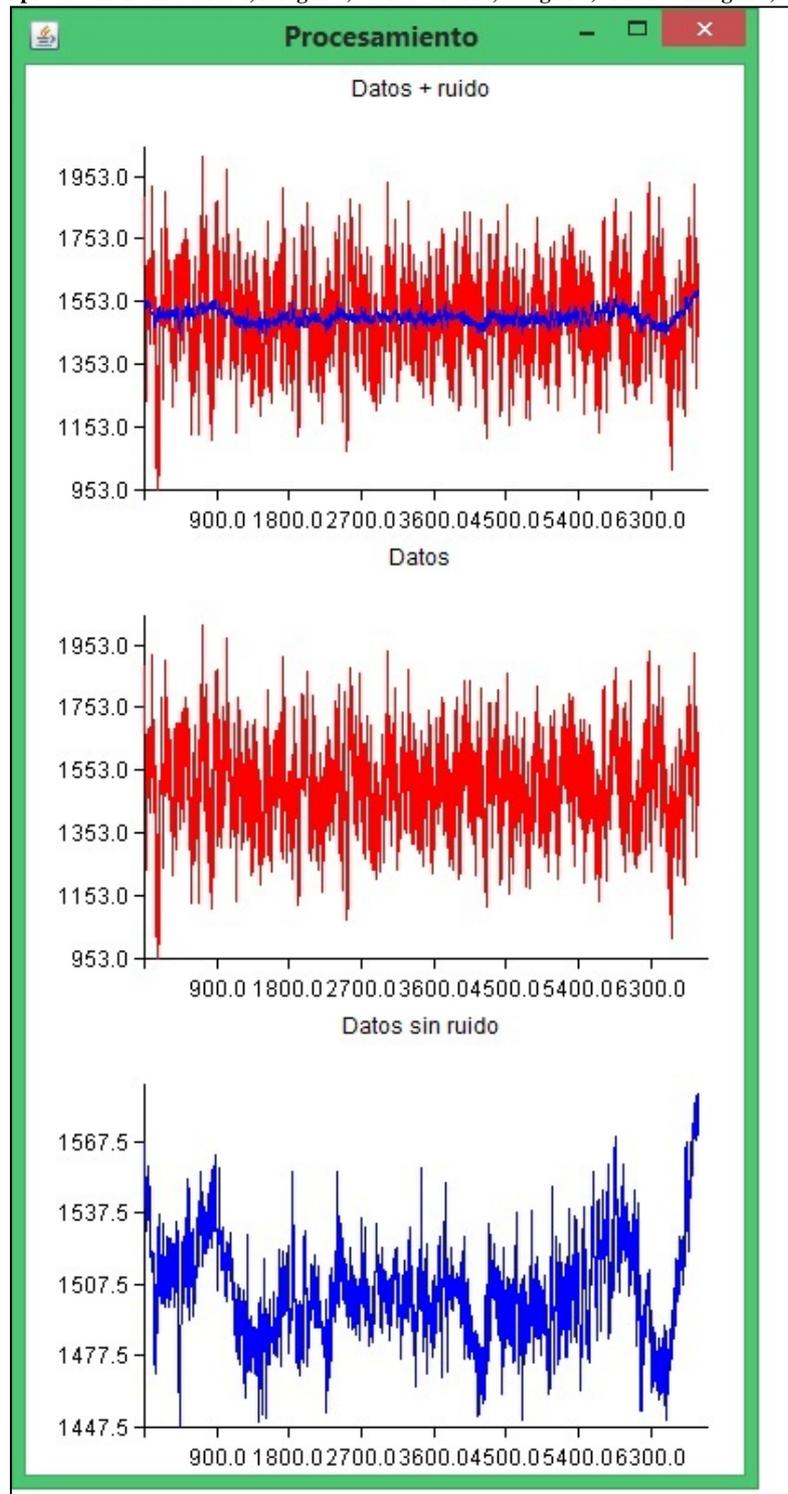
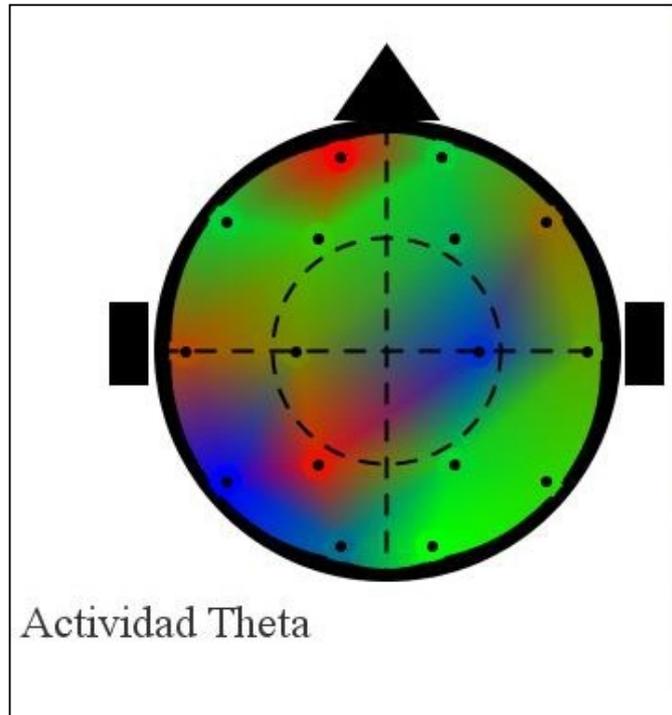


Fig. 3. Señal procesada Daubechies 4, imagen a): señal + ruido, imagen b): ruido e imagen c): señal limpia.





**Fig. 4. Mapeo cerebral con señal limpia Daubechies 4.**

Como se indica en la figura 2 y 3, se muestra la señal original, la señal contaminada con ruido y la señal con una considerable mejoría. Esta mejoría se aprecia en general en todos los electrodos en el mapeo cerebral, específicamente para el caso en la posición de F7, F3 y Fp1 con una mayor definición y precisión. En la zona media de T3, C3, CZ, C4 y T4, fig. 4 y 5. El objetivo planteado de minimizar el ruido a partir de la señal en bruto se cumplió, desde el punto de vista del médico y del ingeniero lo que lleva a obtener herramientas de diagnóstico con mayor precisión y exactitud.

## DISCUSIÓN

Los objetivos planteados se alcanzaron y los resultados obtenidos son alentadores ya que se obtienen imágenes con una mayor precisión, así como una mejora en la calificación en el dominio tiempo del electroencefalograma, lo que pueden apreciarse de forma cualitativa y cuantitativa. Esto da pauta para continuar en la siguiente etapa con dos vertientes inmediatas, 1) implementar un sistema y generar una base de datos normativos de señales de electroencefalograma para seguimiento con diversas patologías y 2) combinar con esquemas como el análisis de componentes independientes (ICA siglas en ingles) y redes neuronales para sistemas de clasificación y/o predicción.

### Responsabilidades éticas Protección de personas

Los autores declaran que los procedimientos seguidos se conformaron a las normas éticas del comité de experimentación humana responsable y de acuerdo con la Asociación Médica Mundial y la Declaración de Helsinki.

### Confidencialidad de los datos

Los autores declaran que han seguido los protocolos de su centro de trabajo sobre la publicación de datos de pacientes y que todos los pacientes incluidos en el estudio han recibido información suficiente y han dado su consentimiento informado por escrito para participar en dicho estudio.

### Derecho a la privacidad y consentimiento informado

Los autores han obtenido el consentimiento informado de los pacientes y/o sujetos referidos en el artículo. Este documento obra en poder del autor de correspondencia.

**Conflicto de intereses** Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses

## REFERENCIAS

- 1.- Senthil-Kumar P, Arumuganathan R, Sivakumar K, Vimal C. A Wavelet based Statistical Method for De-noising of Ocular

- Artifacts in EEG Signals. International Journal of Computer Science and Network Security (IJCSNS). 2008; 8(9): p. 87-92.
- 2.- Senthil Kumar P, Arumuganathan R, Sivakumar K, Vimal C. Removal of Artifacts from EEG Signals using Adaptive Filter through Wavelet Transform. Signal Processing, 2008. ICSP 2008. 9th International Conference on. 2008; p. 2138 - 2141.
- 3.- Graps A. An introduction to wavelets. IEEE Computational Science and Engineering. 1995; 2: 2: p. 50-61.
- 4.- Jansen M. Noise reduction by wavelet thresholding. 1st ed. New York: Springer Verlag. 2001; p.161.
- 5.- Prasad V, Siddaiah P, Rao P. Denoising of Biological Signals Using Different Wavelet Based Methods and Their Comparison. Asian Journal of Information Technology. 2008; p. 146-149.
- 6.- Messer SR, Agzarian J, Abbott D. Optimal wavelet denoising for phonocardiograms. Microelectronics journal. 2001; p. 931-941.
- 7.- Donoho D, Johnstone I. Ideal spatial adaptation by wavelet shrinkage. Biometrika. 1992; p. 425-455.
- 8.- Sapatinas T, Powell KJ, Bailey TC, Krzanowski J. Application of Wavelets to the pre - processing of Underwater Sounds, Statistics and Computing. 1995; 5(4): p. 265-273.
- 9.- Krishnaveni V, Jayaraman S, Aravind S, Hariharasudhan V, Ramadoss K. Automatic Identification and Removal of Ocular Artifacts from EEG using Wavelet Transform. Measurement Science Review. 2006; 6: 2, No. 4: p. 45-57.

**CORRESPONDENCIA:**

Gerardo Luna-Guevara  
Departamento de Psiquiatría y Salud Mental.  
Facultad de Medicina. Universidad Nacional Autónoma de México  
Circuito Escolar Edif. F. Ciudad Universitaria.  
Av. Universidad 3000,  
CP 04510. México D.F.  
Mail: [gerlg@unam.mx](mailto:gerlg@unam.mx)

---

**Comentario de la revisora Dra. Maria del Carmen Garcia.** Neuróloga, coordinadora sección epilepsia. Servicio de Neurología. Hospital italiano de Buenos Aires. Argentina.

Desde el descubrimiento del electroencefalograma (EEG) en 1929 por Hans Beger se han producido importantes avances tecnológicos, tales como la digitalización de la señal, el incremento de los tiempos de registro y la utilización de métodos cuantitativos para la interpretación de las señales que permite, entre otras cosas, observar detalles que pueden no ser vistos con la simple inspección visual. Sin embargo, la presencia del ruido ha sido y sigue siendo siempre una limitante para la interpretación de los registros, especialmente en aquellos pacientes críticamente enfermos admitidos a las unidades de cuidados intensivos, donde las condiciones tanto del paciente como del medio no son las ideales.

En este trabajo los autores han utilizado un muy interesante método de análisis multiresolución con wavelets para minimizar el ruido de fondo como lo es la interferencia eléctrica y movimientos musculares. habiendo obtenido imágenes electroencefalográficas de mucha mejor calidad y, por ende, utilidad. Obviamente, como todo nuevo método, debe ser validado con la utilización de mayor cantidad de estudios y/o patologías, pero aparenta ser un método serio, confiable y prometedor para la obtención de señales mas puras que faciliten la interpretación y la utilidad de las señales de EEG.

---

**Comentario del revisor Dr. José María Trejo Gabriel y Galán.** Jefe de Neurología del Hospital Universitario de Burgos. España.

La utilidad clínica de las transformaciones de señal utilizadas en este trabajo preliminar orientado a la reducción del ruido muscular del EEG se podría contrastar en pacientes en los que este problema interfiere especialmente con el análisis, por ejemplo, los que padecen encefalopatía-delirium

---