

DESARROLLO E IMPLEMENTACIÓN EN SOFTWARE DE UNA INTERFAZ GRÁFICA DE USUARIO PARA EL FILTRADO DE SEÑALES EEG

M. Monserrat Morín^a, Alina Santillán^b, Ana M. Rodríguez^a, Jesús R. Vargas^a, J. Jacobo Oliveros^a, J. Eladio Flores^a

^aBenemérita Universidad Autónoma de Puebla, Puebla, México
maria.morin@correo.buap.mx, anamaria.rodriguez@correo.buap.mx,
jesus.vargasga@alumno.buap.mx, jose.oliveros@correo.buap.mx,
jose.flores@correo.buap.mx

^bUniversidad Popular Autónoma del Estado de Puebla, Puebla, México
alina.santillan@upaep.mx

RESUMEN

En este trabajo se propone desarrollar una interfaz gráfica de usuario implementada en MATLAB, que permita visualizar y procesar las señales electroencefalográficas, a través de diferentes técnicas de filtrado. Para ello, se robustece la interfaz gráfica de usuario (GUI) "FIMALOF", cuya modificación consiste en la puesta en marcha de la técnica de descomposición de señales conocida como análisis de componentes independientes (ICA), ICA combinada con filtro pasa bajas y la descomposición empírica de modos (EMD).

Palabras clave: Interfaz, ICA, EMD

ABSTRACT

In this work, it is proposed to develop a graphical user interface implemented in MATLAB, which allows the visualization and processing of EEG signals, through different filtering techniques. In order to achieve this, the graphical user interface (GUI) "FIMALOF" is strengthened, by implementing the signal decomposition technique known as independent component analysis (ICA), the combination of ICA with a low pass filter and also the empirical mode decomposition (EMD).

Keywords: Interface, ICA, EMD

1. INTRODUCCIÓN

Las enfermedades cerebrales han sido de especial interés por los especialistas de diferentes áreas, debido a la complejidad del cerebro; algunas de ellas son los edemas, epilepsia, tumores, Parkinson y Alzheimer entre otros; por lo que es necesario crear sistemas de medición que permitan visualizar o monitorear su comportamiento. Sin embargo, la mayoría de estos dispositivos solamente permiten su visualización y en algunos casos un procesamiento mínimo de las señales por medio de interfaces. Existen diferentes interfaces

gráficas de usuario para el procesamiento de señales electroencefalográficas como son: **EEGLab**, la cual es una herramienta interactiva de MATLAB que procesa EEG (electroencefalogramas), MEG (magnetoencefalogramas) y otros datos electrofisiológicos continuos y relacionados con eventos que incorpora ICA (Independent Component Analysis), análisis de tiempo, frecuencia, rechazo de artefactos, estadísticas relacionadas con eventos y varios modos útiles de visualización del promedio, una característica de EEGLab es que es necesario tener conocimiento de programación con MATLAB¹, lo que la hace no tan accesible al usuario; **Brain Visualizer** es otra herramienta que ofrece una vista en tiempo real y en tercera dimensión del cerebro en estudio mediante una imagen translúcida que gira y muestra la actividad de las ondas cerebrales, pero el procesamiento que hace de las señales EEG está limitado a observar los ritmos del cerebro², software **Curry 8 SBR** es un paquete de procesamiento de señales, imágenes y análisis de fuente para potenciales relacionados con eventos o ERP por sus siglas en inglés (event related potential) que es cualquier respuesta electrofisiológica estereotipada a un estímulo interno o externo; incluye todas las herramientas necesarias para la investigación de EEG/ERP además de la funcionalidad. Para realizar análisis de fuente basados en modelos de cabeza estandarizados³, otro ejemplo es **Loreta Key** que permite hacer una reconstrucción de fuente distribuida para datos de EEG, usando un modelo de cabeza esférica de tres capas⁴, **Neuroview** permite observar y registrar datos EEG en tiempo real, lo que hace posible obtener los datos grabados en archivo formato CSV (Comma-Separated Values que es un archivo de texto que almacena los datos en forma de columnas)⁵ y **Excellent brain EEG visualizar** que es un software libre diseñado por la empresa Excellent Brain, para analizar las señales EEG en tiempo real y mostrar las diferentes bandas de frecuencia de la actividad cerebral⁶; las cuales en cada caso pueden presentar cierto grado de complejidad para el usuario. Es por ello que se propone el desarrollo de una interfaz gráfica amigable y de fácil manejo para el usuario que permita el filtrado de señales electroencefalográficas mediante diferentes técnicas. En este trabajo se presenta la implementación de las técnicas de descomposición de señales: análisis de componentes independientes (ICA), ICA con filtro pasa bajas (ICA-LPF) y descomposición empírica de modos (EMD) para el filtrado de señales electroencefalográficas; robusteciendo con esto una la interfaz gráfica de usuario que sólo contaba con filtros pasa bajas, pasa altas, pasa banda y banda eliminada.

2. TÉCNICAS DE DESCOMPOSICIÓN PARA FILTRAR SEÑALES EEG

2.1 ICA

El análisis de componentes independientes ICA, es una técnica que consiste en estimar componentes independientes (llamados así porque la ocurrencia de uno no afecta la probabilidad de ocurrencia de otro) en un conjunto de señales, provenientes en este caso, de los canales de un registro electroencefalográfico, que son las señales que se obtienen con cada electrodo^{7,8,9,10}. Dichos componentes se obtienen mediante la siguiente ecuación:

$$y_k = Cs_k \quad (1)$$

en la que las señales y_k corresponden a los k registros EEG, resultado de la mezcla de los componentes independientes s_k ; donde C es una matriz llamada matriz de mezclas, la cual

determina que tan presentes están cada uno de los componentes en cada canal de las señales EEG. Debido a que sólo se cuenta con el conjunto de señales del EEG, para poder estimar los componentes independientes, el algoritmo de ICA utiliza las siguientes suposiciones: *i)* Los componentes deben ser estadísticamente independientes; *ii)* El máximo número de componentes con distribución Gaussiana es 1 y los demás componentes no deben tener distribución Gaussiana; *iii)* La matriz de mezclas debe ser una matriz cuadrada; *iv)* El número de componentes no puede ser mayor que el número de canales.

Una vez obtenidos los componentes, se pueden seleccionar aquellos que contengan artefactos, multiplicarlos por cero y de esta manera limpiar las señales EEG usando solo los componentes que no contienen artefactos.

2.2 ICA con filtro pasa bajas

Dentro de las ventajas que presenta ICA es que se pueden eliminar diferentes tipos de artefactos, tales como los oculares, los cardíacos y los de desconexión de electrodos. Sin embargo, presenta ciertas limitantes, por ejemplo, no se pueden obtener más componentes que señales de entrada. Esto es un problema cuando las señales EEG están altamente contaminadas con artefactos musculares, los cuales suelen provenir de diferentes fuentes. En otras palabras, la descomposición de las señales no es completa y se puede obtener en un mismo componente el artefacto muscular y señal fisiológica cerebral. Si eso ocurre, al seleccionar los componentes contaminados para eliminar los artefactos, también se estaría eliminado parte de la señal cerebral; o si se decide no eliminar ese componente, parte del artefacto muscular quedaría presente en las señales EEG. Por lo que se propone una combinación de ICA con filtros pasa-bajas para poder eliminar de una forma más eficiente los artefactos musculares¹¹.

Para ello, a los componentes que tienen artefactos musculares, se les aplica un filtro pasa bajas de 30 Hz y orden 6, para eliminarlos; después se eligen los componentes que aún estén contaminados con artefactos de cualquier tipo, se eliminan y se reconstruyen las señales EEG, usando la nueva serie de componentes y la matriz de mezclas. Mediante esta combinación de ICA con filtros pasa-bajas, se eliminan de forma más eficiente los artefactos musculares y se preserva la información fisiológica cerebral.

2.3 EMD

Es la técnica de filtrado de señales en la cual una señal es descompuesta en varias llamadas modos, que si se suman dan origen a la señal inicial¹². Los modos obtenidos con esta técnica pueden ser analizados, identificando patrones que las denoten como artefactos fisiológicos y/o técnicos para ser eliminados sumando sólo los que se requiera conservar. Para lograr descomponer una señal en sus modos se deben realizar los siguientes pasos: Se calculan sus puntos máximos y mínimos y se interpolan para obtener la envolvente de la señal. Una vez obtenida ésta, se obtiene el valor medio entre estas dos interpolaciones y ese será el primer candidato a modo siempre y cuando se cumpla una de las siguientes dos condiciones¹³:

- Se elige un umbral y si $SD < \text{umbral}$, entonces se obtiene un modo, donde

$$SD = \frac{\sum_{t=0}^T |C_{IMF-1}(t) - C_{IMF}(t)|^2}{\sum_{t=0}^T C_{IMF-1}^2(t)} \quad (2)$$

Donde C_{IMF} es el candidato a modo y C_{IMF-1} es el candidato a modo de la iteración anterior.

- Si se ha cumplido un número determinado de iteraciones consecutivas entonces es un modo.

Posteriormente, dicho candidato a modo o modo se subtrae de la señal original para realizar otra iteración y obtener el siguiente modo. Todo este proceso se repite hasta que el resultado tenga menos de dos valores extremos (máximos o mínimos).

El último modo obtenido es el de menor frecuencia e indica la tendencia de la señal. Dicho modo se conoce como residuo.

Con los modos obtenidos, se puede hacer una selección de aquellos que son considerados como contaminados y no se toman en cuenta para reconstruir la señal. Es decir, la señal resultante ya no contendrá los artefactos que se han eliminado. Es importante mencionar, que esta técnica tiene como entrada una sola señal, mientras que ICA necesita de varias señales de entrada.

3. RESULTADOS

Las técnicas de descomposición de señales previamente descritas han sido implementadas en MATLAB en la interfaz gráfica de usuario FIMALOF, la cual también cuenta con técnicas de filtrado, descritas a detalle en ¹⁴. En la Figura 1 se muestra la Interfaz principal que contiene 4 botones que corresponden a filtros digitales (pasa-bajas, pasa-altas, pasa-banda y rechaza-banda), 3 botones de técnicas de descomposición de señales (ICA, ICA-filtro pasa-bajas, EMD) y un botón que permite la conversión de formatos. También es posible elegir el idioma (entre español o inglés).

Al elegir el botón ICA, se abre la subinterfaz de la Figura 2 para poder abrir el intervalo deseado de un registro EEG. También se puede elegir la aproximación de estimación de componentes entre simétrica ‘symm’ que los estima paralelamente o deflación ‘defl’ que los estima uno por uno; el control de convergencia, donde ϵ es el criterio de paro; la no linealidad para calcular los componentes se puede elegir entre ‘pow3’, ‘tanh’, ‘gauss’ y ‘skew’, siendo posible escoger si utilizar la versión estabilizada del algoritmo o no (para más detalles referirse a ¹⁵). Una vez eligiendo todas estas opciones, es posible aplicar ICA obteniendo así los componentes independientes y mediante *check box* poder elegir qué componentes son artefactos y al elegir la opción de *eliminar* obtener el registro EEG original en color azul y el filtrado en color verde.



Figura 1. Interfaz principal de FIMALOF

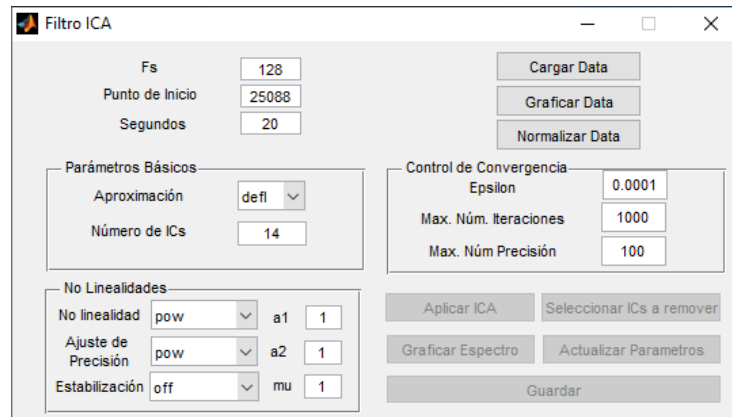


Figura 2. Subinterfaz Filtro ICA implementado en la interfaz FIMALOF

Al elegir el botón ICA-LPF, que se refiere a ICA con filtro pasa bajas, se abre la subinterfaz mostrada en la Figura 3 para poder abrir el intervalo deseado de un registro EEG. En esta subinterfaz es posible aplicar ICA manipulando los mismos parámetros de la subinterfaz anterior. Además, en este caso, después de obtener los componentes independientes, se pueden elegir aquellos con artefactos musculares a los cuales se les aplicará el filtro pasa bajas para poder limpiarlos sin perder información fisiológica. Después, los componentes que aún contengan artefactos de cualquier tipo pueden ser seleccionados para ser eliminados y obtener unas señales EEG más limpias.

Al elegir el botón EMD se abre la subinterfaz de la Figura 4 para poder aplicar el algoritmo EMD a un registro EEG, con los datos ingresados por el usuario. Se puede ajustar el mínimo número de valores extremos, el umbral y el máximo número de iteraciones.

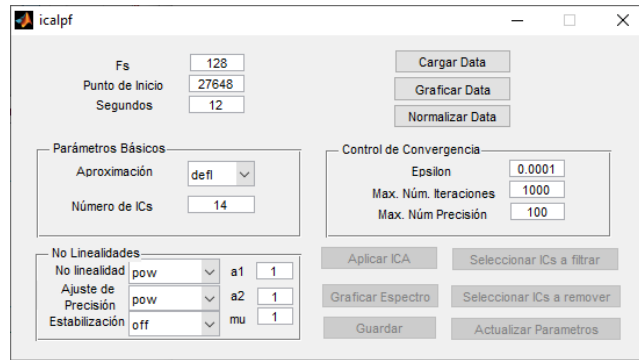


Figura 3. Subinterfaz ICA-LPF implementada en la interfaz FIMALOF

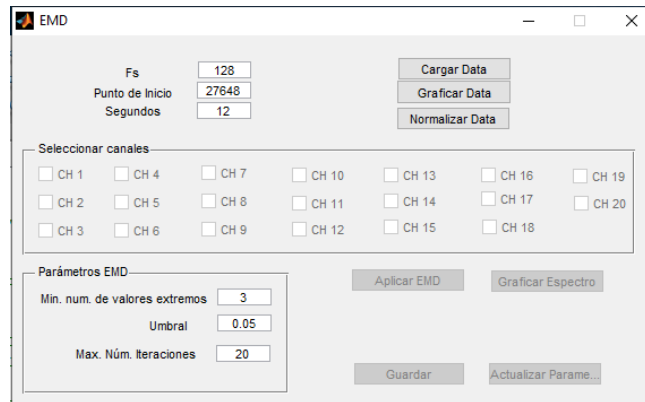


Figura 4. Subinterfaz EMD implementada en la interfaz FIMALOF

Después de normalizar el intervalo seleccionado, se habilitan los *check box* para poder elegir los canales a filtrar, en este caso los canales 5 y 10 como se muestra en la Figura 5; después de obtener los modos de la señal de los canales seleccionados, en una gráfica para cada uno, se elige qué modos se desean conservar eliminando artefactos y se reconstruye la señal obteniendo el registro EEG con los canales seleccionados ya filtrados.

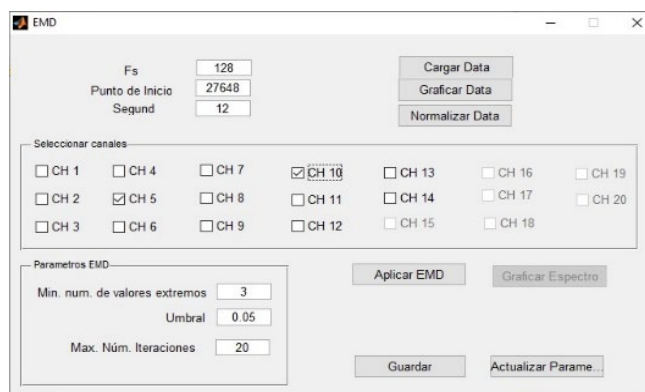


Figura 5. Operación del filtro EMD implementado en la interfaz FIMALOF, subinterfaz EMD

4. CONCLUSIONES

En la demostración de los resultados de la aplicación de las GUI, correspondientes a ICA, ICA con filtro pasa bajas y EMD a FIMALOF estas fueron implementadas robusteciendo el trabajo previo de manera satisfactoria, se pudo observar que cuentan con lo necesario para funcionar adecuadamente para filtrar las señales EEG y esta interfaz se ha convertido en una buena opción para aplicar estas técnicas a nivel académico. Dicha interfaz es amigable e intuitiva para el usuario ya que cuenta con avisos que evitan una mala operación. Como trabajo futuro, se pretende agregar una función de conversión de formatos para poder utilizar diferentes tipos de archivo de señales EEG e implementar un algoritmo de localización de fuentes sintéticas, las cuales se generarían a partir de un modelo matemático.

5. REFERENCIAS

- [1] Swartz Center for Computational Neuroscience, What is eeglab? [En línea], último acceso: agosto 2021. Disponible: <https://sccn.ucsd.edu/eeglab/index.php>
- [2] Excellent Brain, Excellent brain eeg visualizer. [En línea], último acceso: agosto 2021. Disponible: <https://excellent-brain.com/eeg-visualizer/>
- [3] Compumedics Neuroscan, Curry 8 SBR signal processing image processing and source analysis for ERP research. [En línea], último acceso: agosto 2021. Disponible: <https://compumedicsneuroscan.com/product/curry-8-signal-processing-image-processing-source-analysis-erp-research-sbr>
- [4] FieldTrip, Getting started with Loreta. [En línea], último acceso: agosto 2021, Disponible: http://www.fieldtriptoolbox.org/getting_started/loreta/
- [5] NeuroSky, "Research tools." 2015, [En línea], último acceso: agosto 2021, Disponible: <https://store.neurosky.com/products/mindset-research-tools>
- [6] E. Brain, "Excellent brain eeg visualizer." 2015, [En línea], último acceso: Agosto 2021, Disponible: <https://excellent-brain.com/eeg-visualizer/>
- [7] Ille N., Artifact correction in continuous recordings of the electro-and magnetoencephalogram by spatial filtering. PhD thesis, Universität Mannheim, 2001.
- [8] Comon P., "Independent component analysis, a new concept?," Signal processing, vol. 36(3), 287-314 (1994).
- [9] Vigário R., Sarela J., Jousmiki V., Hamalainen M., and Oja E., "Independent component approach to the analysis of eeg and meg recordings," IEEE transactions on biomedical engineering, vol. 47(5), 589-593(2000).
- [10] Hyvärinen A. and Oja E., "Independent component analysis: algorithms and applications," Neural networks, vol. 13(4-5), 411-430(2000).
- [11] Santillán-Guzmán A., Heute U., Stephani U., and Galka A., "Comparison of different methods to suppress muscle artifacts in eeg signals," Signal, Image and Video Processing, vol. 11(4), 761-768(2017).
- [12] Huang N. E., Shen Z., Long S. R., Wu M. C., Shih H. H., Zheng Q., Yen N.-C., Tung C. C., and Liu H. H., "The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis," Proceedings of the Royal Society of London. Series A: mathematical, physical and engineering sciences, vol. 454, 903-995(1998).
- [13] Huang N. E. and Attoh-Okine N. O., [The Hilbert-Huang transform in engineering]. CRC Press, (2005).

- [14] Santillán-Guzmán A., Ramírez-Urriarte H., Oliveros-Oliveros J., Morín-Castillo M., and Ramírez-Díaz H., “Interfaz gráfica intuitiva para el procesamiento de señales eeg,” en Memorias del Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica, vol. 5, 146–149(2018).
- [15] A. Hyvärinen, E. Oja,” Independent component analysis: algorithms and