



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA ELECTRÓNICA

Maestría en Ingeniería Electrónica, opción Instrumentación Electrónica

Tesis presentada para obtener el grado de
Maestro en Ingeniería Electrónica

**Desarrollo de interfaz gráfica de usuario para el procesamiento de
señales EEG y la localización de fuentes**

PRESENTA: ING. JESÚS RUBÉN VARGAS GARCÍA*

DIRECTORA DE TESIS DRA. MARÍA MONSERRAT MORÍN CASTILLO
(FCE BUAP)

CODIRECTORA DE TESIS MC. ANA MARÍA RODRÍGUEZ DOMÍNGUEZ
(FCE BUAP)

CODIRECTORA DE TESIS DRA. ALINA SANTILLÁN GUZMÁN
(UPAEP)

*Becario CONACYT

Puebla, Pue., Diciembre de 2021

Agradecimientos

Agradezco al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología, por haberme otorgado la beca que hizo posibles mis estudios de maestría culminando en el desarrollo de esta tesis.

Agradezco, a la Facultad de Ciencias de la Electrónica de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, por haberme dado la oportunidad de realizar mis estudios de maestría brindándome educación de calidad.

Agradezco a la Dra. María Monserrat Morín Castillo, al igual que a la MC. Ana María Rodríguez Domínguez, a la Dra. Alina Santillán Guzmán y al Dr. José Jacobo Oliveros Oliveros, por haberme guiado y apoyado en la realización de esta tesis.

Agradezco a mi familia, por que siempre me han apoyado siendo positivos.

Dedicatoria

Este trabajo quiero dedicárselo amorosamente a mis hijos, por que son los que me impulsan a seguir adelante.

Índice general

1. Introducción	5
1.1. Antecedentes históricos y estado del arte	6
1.2. Objetivos	13
1.3. Justificación	14
1.4. Descripción y diagrama de flujo	15
2. Marco Teórico	17
2.1. Fundamentos de señales EEG	17
2.2. Filtrado de señales electroencefalográficas	21
2.2.1. Filtro pasa bajas	21
2.2.2. Filtro pasa altas	23
2.2.3. Filtro pasa banda	23
2.2.4. Filtro rechaza banda	24
2.3. Técnicas de descomposición de señales	24
2.3.1. Análisis de componentes independientes	24
2.3.2. Análisis de componentes independientes con filtro pasa bajas .	26
2.3.3. Descomposición empírica de modos	27
2.4. Conceptos matemáticos y de teoría electromagnética	28
2.4.1. Gradiente	29
2.4.2. Divergencia	29
2.4.3. Rotacional	29
2.4.4. Leyes de Maxwell	30
2.4.5. Ecuación de continuidad	31
2.5. Modelo del medio conductor para la actividad eléctrica del cerebro .	31
2.5.1. Modelado matemático de la cabeza	31
2.5.2. Problema de contorno electroencefalográfico general	33
2.5.3. Problema de contorno asociado a fuentes ubicadas en el interior	34

2.5.4. Problema de contorno asociado a fuentes ubicadas en la corteza cerebral	34
3. Caracterización de las señales y desarrollo de la interfaz	38
3.1. Interfaz gráfica de usuario FIMALOF	41
3.2. Subinterfaz <i>Filtro Pasa-Bajas</i>	42
3.3. Subinterfaz <i>Filtro Pasa-Altas</i>	44
3.4. Subinterfaz <i>Filtro Pasa-Banda</i>	44
3.5. Subinterfaz <i>Filtro Rechaza-Banda</i>	44
3.6. Avisos de advertencia al usuario	45
3.7. Subinterfaz <i>Filtro ICA</i>	49
3.7.1. Avisos de advertencia al usuario	51
3.8. Subinterfaz <i>icalpf</i>	52
3.9. Subinterfaz <i>EMD</i>	53
3.9.1. Avisos de advertencia al usuario	54
3.10. Subinterfaz <i>Funconvfor</i>	54
3.11. Subinterfaz <i>Identdefuentes</i>	57
3.11.1. Avisos de advertencia al usuario	58
4. Resultados	61
4.1. Subinterfaz <i>Funconvfor</i>	61
4.2. Subinterfaz <i>Filtro ICA</i>	61
4.3. Subinterfaz <i>icalpf</i>	66
4.4. Subinterfaz <i>EMD</i>	71
4.5. Subinterfaz <i>Identdefuentes</i>	76
Conclusiones	80
Bibliografía	82

Capítulo 1

Introducción

En el marco de este trabajo, se desarrollará una interfaz gráfica de usuario GUI (del inglés *Graphical User Interface*), que consiste en un conjunto de programas para llevar a cabo tareas específicas, en este caso el procesamiento de señales.

Dentro del campo de las neurociencias se concibe a las actividades cerebrales como fuentes de señales eléctricas, estas corresponden a los ritmos normales del cerebro y son el resultado de la estimulación cerebral o están relacionadas con movimientos físicos. Cuando una región del cerebro está activa genera un campo magnético local y una corriente eléctrica sináptica [1], lo cual es un referente de que existe comunicación mediante movimientos eléctricos dentro de las redes de células del cerebro (neuronas) [2]; es así como a cada región activa del cerebro se le considera una fuente de señal bioeléctrica.

Hay situaciones en las que las funciones cerebrales observadas en las señales bioeléctricas que produce el cerebro son anormales respecto a referentes conocidos e indican que la actividad del individuo se encuentra alterada. Un ejemplo de esto, es la actividad limitada de manera voluntaria por un médico, cuando se aplica anestesia a un paciente para disminuir o evitar que el paciente sienta dolor; el Parkinson y la demencia son enfermedades que se caracterizan por una disminución en el nivel de complejidad de la actividad neuronal colectiva [3], también observada directa y proporcionalmente en las señales bioeléctricas producidas por el cerebro. Otro ejemplo de anormalidad es la epilepsia, ésta se caracteriza por descargas bioeléctricas anormales que se reflejan en diferentes áreas del cerebro, lo cual permite clasificar el tipo de epilepsia.

Por lo descrito anteriormente, se sabe que por medio de un Electroencefalograma (EEG), es posible obtener información importante generada en el cerebro medida en el cuero cabelludo. Este tipo de registros son de bastante interés para los investigadores, ya que se trata de una forma no invasiva y económica de obtener información de aglomerados de neuronas. Usando los registros EEG, se tiene información sobre una parte de la actividad del cerebro (ya que su estudio es muy complejo), además es posible saber qué procesa el cerebro de una persona cuando realiza una actividad [4]; este es un claro ejemplo de lo que se puede lograr caracterizando las señales EEG, ya que se trata de descifrar el idioma del cerebro en base a las características de estas. Todas las señales obtenidas en un EEG son caracterizadas en tiempo y frecuencia, analizadas y procesadas para determinar si existen anomalías, el tipo de estas, o si se trata de un sujeto sano. Una forma de estudio del cerebro es con el desarrollo de las Interfaces Gráficas de Usuario (GUI). En esta tesis se desarrollará una GUI para el procesamiento de señales EEG, además partiendo de un modelo matemático se analizará el problema de identificación de fuentes. Es importante destacar que el desarrollo de la GUI será únicamente para propósitos académicos, será desarrollada en MATLAB y en los idiomas español e inglés.

1.1. Antecedentes históricos y estado del arte

Richard Caton acuñó el término EEG al utilizar un galvanómetro y registrar, la actividad cerebral humana colocando dos electrodos sobre el cuero cabelludo, obteniendo las señales eléctricas producidas en 1875. Los conceptos son los de Electro-(que se refiere al registro de actividades eléctricas cerebrales) Encéfalo-(que se refiere a la emisión de señales de la cabeza) y gramo ó grafía (que significa dibujar o escribir) y se combinaron para que el término EEG se utilizara en adelante para denotar la actividad neuronal eléctrica del cerebro.

Ernst Fleischl von Marxow reportó la observación visual de actividad eléctrica en la corteza cerebral expuesta de diferentes especies de animales [1].

En 1920 Hans Berger descubrió la existencia de señales EEG en humanos, comenzó su trabajo con un galvanómetro de cuerda, migró a un galvanómetro de cuerda modelo Edelman pequeño y después en 1924 a un modelo Edelman grande; en 1926 empezó a usar el galvanómetro Siemens de doble bobina que tenía una sensibilidad de 130 $\mu\text{V}/\text{cm}$. Su primera grabación de EEG duró de 1 a 3 minutos, fue en papel fotográfico, en 1929; este sólo usó un canal siendo el método bipolar y fue en la dirección frontal occipital; su primer reporte incluyó el ritmo alfa como el mayor componente de las señales EEG [1]. Berger también descubrió las ondas beta que

contiene el EEG [3].

En la figura 1.1 se muestra uno de los primeros registros de un EEG. El trazado superior son ondas alfa. La señal obtenida no es igual en todos los individuos pero hay patrones de normalidad en diferentes situaciones fisiológicas, en los sucesivos estadios madurativos del cerebro o incluso en el envejecimiento, además de los diversos contextos patológicos. Así es como, se puede obtener información concluyente a partir de electroencefalogramas [3].

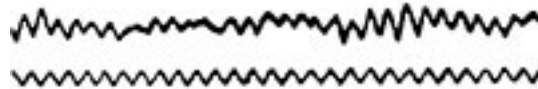


Figura 1.1: Uno de los primeros electroencefalogramas registrados por Berger. El trazo superior corresponde a un ritmo alfa (el primero que se describió). El inferior es una señal patrón que se usaba para la comparación [3].

Durante los años 30 Berger hizo las primeras grabaciones de los husos del sueño. Después reportó el efecto de la hipoxia en el cerebro humano, la naturaleza de los desórdenes severamente difusos y localizados del cerebro y dio una inclinación a las descargas epilépticas. Durante esta época otro grupo establecido en Buch, Berlín, Alemania y dirigido por Kormüller dio a conocer grabaciones más precisas de señales EEG. Berger también estuvo interesado en la localización de tumores; también estableció alguna relación entre las actividades mentales y los cambios en las señales EEG.

Otro investigador, Toennies (1902-1970) construyó el primer amplificador biológico para la captura de potenciales del cerebro. Después un amplificador diferencial para grabar EEGs fue producido por la fundación Rockefeller en 1932.

La importancia de utilizar un gran número de electrodos para cubrir una región más amplia del cerebro fue descubierta por Kornmüller. El primer trabajo de EEG enfocado en manifestaciones epilépticas y la primera demostración de picos epilépticos fue presentada por Fischer y Löwenbach [1].

En Inglaterra, W. Gray Walter se convirtió en el primero en aplicar la electroencefalografía clínica. Él descubrió los focos de actividad lenta del cerebro (ondas delta), las cuales despertaron el interés clínico en cuanto a los diagnósticos de las anormalidades del cerebro. En Bruselas, Frederic Brener descubrió la influencia de señales aferentes en el estado de vigilia.

Las actividades de investigación relacionadas con los EEG comenzaron en América del Norte alrededor de 1934. En ese mismo año Hallowed Davis registró claramente

un ritmo alfa de sí mismo. Un osciloscopio de rayos catódicos fue usado en esta época por un grupo en *St Louis University* en Washington, en el estudio de potenciales de nervios periféricos. El trabajo sobre EEG humanos comenzó en la universidad de Harvard en Boston y la Universidad de Iowa en la década de 1930. El estudio de los ataques epilépticos desarrollado por Fredric Gibbs fue el mejor trabajo sobre EEGs en esa época, ya que su dominio sobre los trastornos epilépticos fue el más efectivo. El estudio de la epilepsia fue dividido en dos periodos: antes y después del desarrollo de los EEG. Lennox y Gibbs aplicaron la idea de Fischer, basada en sus estudios acerca de picrotoxina y su efecto en el EEG cortical en animales, posteriormente también fue aplicado a humanos con epilepsia. Hallowel y Pauline Davis fueron pioneros en el estudio de EEGs durante el sueño humano. G. A. Hobart, A. L. Loomis y E. N. Harvey fueron los primeros en estudiar matemáticamente los patrones y etapas en el EEG del sueño humano. En la McHill University, H. Jasper estudió el trastorno conductual, encontrando su nicho en la epileptología clínica.

La *American EEG Society* fue fundada en 1947 y el Primer Congreso Internacional de EEG fue celebrado en Londres, Reino Unido alrededor de este año. Mientras los estudios acerca de EEG en Alemania fueron limitados a Berlín, en Japón el investigador Motokawa trabajó en los ritmos EEG. Durante estos años los neurofisiólogos demostraron la relación talamocortical a través de métodos anatómicos; esto condujo al desarrollo del concepto de epilepsia centro encefálica.

En los años 60's comenzaron los análisis de EEG a recién nacidos y durante los años 70's progresó la investigación de la aplicación de potenciales evocados, especialmente los visuales, comúnmente usados para monitorear enfermedades mentales [1].

Un electrodo sobre el cuero cabelludo registra la manifestación de potenciales eléctricos de una multitud de neuronas de las zonas próximas, que principalmente pertenecen al neocórtex; algunas de esas neuronas cada cierto tiempo, liberan su carga eléctrica de manera casi instantánea. Así la amplitud del trazado del EEG evidencia la población de neuronas que liberó su carga en este tiempo [3].

Hoy en día el registro de un EEG se puede realizar de dos maneras: invasiva o no invasiva (dependiendo de la situación del paciente y el criterio del médico), utilizando sistemas totalmente informatizados. Las máquinas que realizan estos registros están equipadas con muchas herramientas de procesamiento de señales, electrodos de medición delicados y precisos, con suficiente memoria para grabaciones a muy largo plazo, de varias horas. Las máquinas EEG o MEG (magneto encefalograma) pueden integrarse con otros sistemas de neuroimagen, como la resonancia magnética funcional (fMRI). También se pueden usar electrodos de aguja muy delicados

para registrar los EEG desde la corteza (electrocortigrama), y así evitar los efectos de atenuación, que es la reducción de voltaje [5], y no linealidad, que puede darse debido al hecho de que la señal EEG no es pura; y suma por ejemplo, a potenciales electrofisiológicos de origen extra cerebral; que en algunos casos se debe a los movimientos involuntarios hechos por el paciente durante el registro del EEG [6], [1] y son comúnmente llamados artefactos fisiológicos; o los artefactos técnicos también están presentes y estos son señales eléctricas causadas por el ambiente alrededor, como interferencia de la línea de alimentación (50/60 Hz.), líneas de contacto rotas, electrodos muy lubricados o secos, fluctuación de impedancias, movimiento de cables y baja batería [7].

Así es que el cerebro ha sido del interés de muchos científicos, y este funciona mediante reacciones bioquímicas que manifiestan potenciales eléctricos; por lo que las señales electroencefalográficas se utilizan para diagnosticar algunos problemas neuronales. En la mayoría de los casos, las señales EEG se encuentran distorsionadas por los llamados artefactos fisiológicos y técnicos. Para eliminarlos es necesario el uso de filtros pasa bajas, pasa altas, pasa banda y banda eliminada, además de técnicas de descomposición de señales. Así mismo, si se trata de señales EEG de pacientes con alguna patología, como la epilepsia, es necesario localizar la zona que genera descargas eléctricas y con esto determinar el área afectada y tomar algunas decisiones desde el punto de vista clínico. Una línea de trabajo para analizar estas señales es por medio de interfaces gráficas, particularmente la implementación de interfaces simples y de fácil manejo, que permitan procesar y analizar las señales sin necesidad de tener conocimientos previos sobre algún lenguaje de programación.

El análisis ó procesamiento de las señales EEG comenzó a la par de su registro. Berger asistido por Dietch en 1932 aplicaron análisis de Fourier a secuencias EEG; las cuales fueron rápidamente desarrolladas durante los años 50's. El análisis de los desórdenes del sueño con EEG comenzó a desarrollarse en los años 50's gracias al trabajo de Kleitman en la Universidad de Chicago [1].

Como parte de las herramientas que han surgido para el procesamiento de señales EEG, en 1997, Scott Makeig, Tzyy Ping Jung y sus colegas lanzaron la caja de herramientas (*"Toolbox" para MATLAB*) de electro fisiología ICA (del inglés *independent component analysis*; que es una técnica que descompone la señal de una fuente, en sus componentes independientes pues es una mezcla de estos y a partir de estos se puede decidir cuales son ruido y eliminarlos [8]). En 2000, Arnaud Delorme escribió una primera versión de EEGLAB para rechazar automáticamente (o semi automáticamente) artefactos en los datos de EEG. Esta versión de EEGLAB utilizó la caja de herramientas ICA de Makeig et al.(que requería una descarga por separado) [9], [10].

Actualmente, existen interfaces gráficas, usadas para el procesamiento de señales. A continuación se mencionan algunas de ellas.

- EEGLAB es una caja de herramientas interactiva de MATLAB para procesar EEG, MEG y otros datos electrofisiológicos continuos y relacionados con eventos que incorpora análisis de componentes independientes (ICA), análisis de tiempo / frecuencia, rechazo de artefactos, estadísticas relacionadas con eventos y varios modos útiles de visualización del promedio y datos de un solo ensayo; se ejecuta en Linux, Unix, Windows y Mac OS X. También incorpora un tutorial y ventanas de ayuda, además de una función de historial de comandos; ofrece una gran cantidad de métodos para visualizar y modelar dinámicas cerebrales relacionadas con eventos, tanto a nivel de “conjuntos de datos” de EEGLAB individuales como a través de una colección de conjuntos de datos reunidos en un “conjunto de estudios” de EEGLAB. Ofrece un entorno de programación estructurado para almacenar, acceder, medir, manipular y visualizar datos de EEG relacionados con eventos. EEGLAB ofrece una plataforma de código abierto extensible a través de la cual pueden compartir nuevos métodos con la comunidad de investigación mediante la publicación de las funciones ‘plug-in’ de EEGLAB que aparecen automáticamente en el menú EEGLAB de los usuarios que las descargan. En la figura 1.2 se muestran capturas de pantalla de EEGLAB [9], [11].

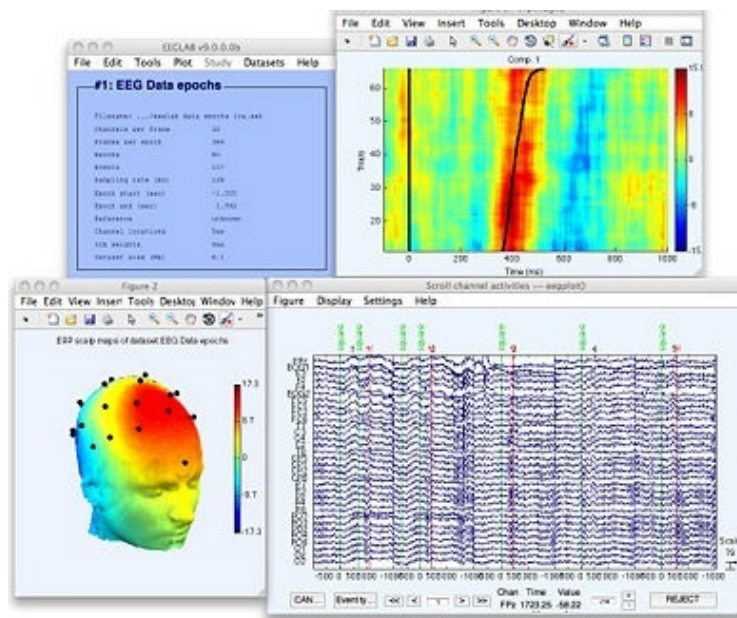


Figura 1.2: EEGLAB [11].

- Brain Visualizer, como se muestra en la captura de pantalla de la figura 1.3, 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. Cada onda cerebral está representada por un color: Alfa en verde claro, Beta en índigo, Theta en rosa, Delta en amarillo; y los círculos verdes representan el sensor de EEG [12].

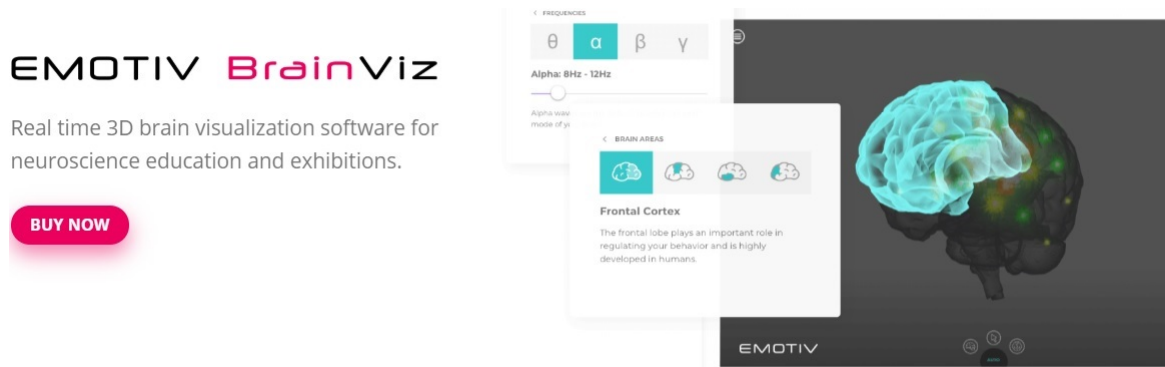


Figura 1.3: Brain Visualizer [13].

- Software Curry 8 SBR es un paquete de procesamiento de señales e imágenes y análisis de fuente para ERP (del inglés *Event Related Potential*) que es cualquier respuesta electrofisiológica estereotipada a un estímulo interno o externo; incluye todas las herramientas necesarias para investigación de EEG / ERP además de la funcionalidad bastante extensa para realizar análisis de fuente basados en modelos de cabeza estandarizados de forma realista. En la figura 1.4 se muestran capturas de pantalla de Software Curry 8 SBR [14],[15].

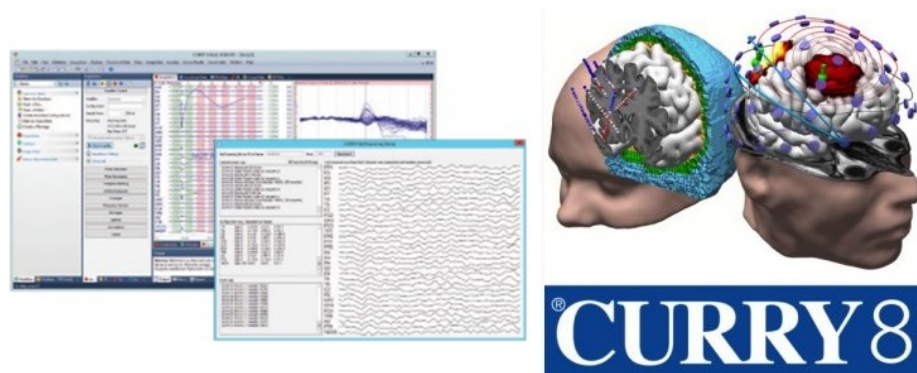


Figura 1.4: Software Curry 8 SBR [14].

- Otro programa de software, desarrollado por Roberto Pascual Marqui, es LORETA KEY y en él se encuentra la implementación del algoritmo de localiza-

ción de fuente LORETA. Está disponible en la página de inicio de LORETA y permite hacer una reconstrucción de fuente distribuida para datos de EEG, usando un modelo de cabeza esférica de tres capas registrado en un espacio estereotáctico estandarizado (basado en el cerebro MNI) [16].

- NeuroView es una GUI diseñada para las diademas NeuroSky MindWave y MindWave Mobile 2 a nivel básico e intermedio. Consiste en 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, separadas por comas y las filas se distinguen por saltos de línea), el cual puede ser abierto en programas como excel. Forma parte del paquete Research Tools del cual se muestran dos capturas de pantalla en la figura 1.5 [17].

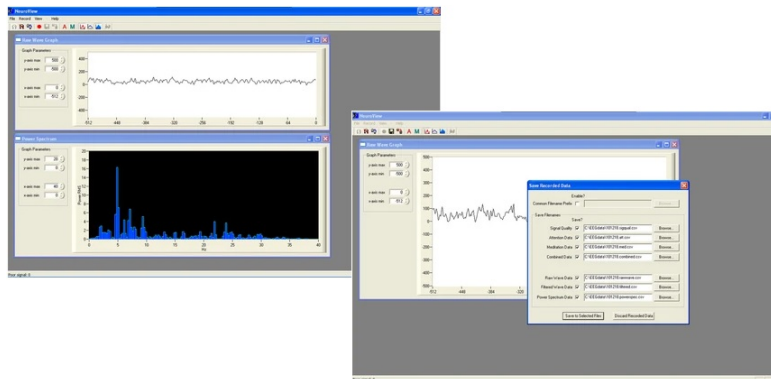


Figura 1.5: Research Tools [17].

- NeuroSkyLab es dirigido a investigadores que estén familiarizados con EEG a nivel avanzado, así como con el entorno MATLAB versión 7.0(R14/2004) para el manejo de las diademas NeuroSky MindWave y MindWave Mobile 2, proporcionando más personalización, visualización y análisis de datos en tiempo real. Forma parte del paquete Research Tools [17].
- Excellent Brain EEG Visualizer es un software libre diseñado por la empresa Excellent Brain, es utilizado usualmente con las diademas NeuroSky MindWave y MindWave Mobile, para analizar las señales EEG en tiempo real y mostrar las diferentes bandas de frecuencia de la actividad cerebral. En la figura 1.6 se muestra una captura de pantalla de Excellent Brain EEG Visualizer [18].

También otro sistema de medición es la diadema EMOTIV EPOC+, que cuenta con 14 electrodos distribuidos en los hemisferios derecho e izquierdo del cerebro.

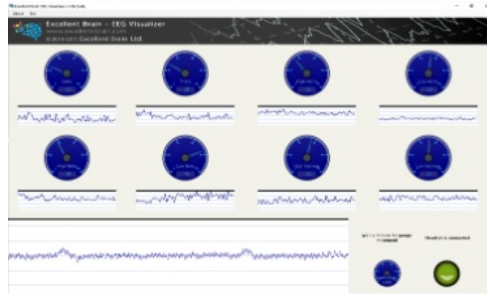


Figura 1.6: Excellent Brain EEG Visualizer [18].

1.2. Objetivos

Objetivo general:

Desarrollar una interfaz gráfica amigable y de fácil manejo para el usuario, implementada en MATLAB, que permita el filtrado de señales electroencefalográficas mediante diferentes técnicas, así como la localización de fuentes a través de un modelo matemático. Además, se usará un modelo matemático para generar señales sintéticas que permitan representar una enfermedad y validar el algoritmo de localización de fuentes.

Objetivos específicos:

Para cumplir con el objetivo general, se tomará como base el software (FIMA-LOF), desarrollado en MATLAB, que tiene parcialmente implementados los filtros pasa bajas, pasa altas, pasa banda y de banda eliminada, especialmente para esta aplicación, de tal forma que se cumplirá con lo siguientes objetivos específicos:

- 1.- Analizar las señales electroencefalográficas para identificar patrones.
- 2.- Desarrollar una función dentro de la interfaz que permita la conversión de diferentes formatos en que se pueden ingresar los datos (tales como .edf, .cnt, .csv) al formato y estructura en que la interfaz estará funcionando.
- 3.- Mejorar filtros pasa-bajas, pasa-altas, pasa-banda, banda-eliminada, en diferentes aproximaciones (Butterworth, Chebyshev, Chebyshev Inverso, Elíptico).
- 4.- Implementar técnicas de descomposición de señales utilizadas también para

el filtrado de señales, tales como Análisis de Componentes Independientes (ICA, por sus siglas en inglés), Descomposición Empírica de Modos (EMD, por sus siglas en inglés), así como la combinación de ICA con filtros pasa-bajas.

5.- Implementar los modelos matemáticos utilizados para la localización de fuentes y validar dicho algoritmo a través de la generación de fuentes sintéticas.

6.- Diseñar la implementación de la interfaz en español e inglés.

1.3. Justificación

Las enfermedades cerebrales han sido de especial interés por los especialistas de diferentes áreas, debido a la complejidad del cerebro. Algunas de las más comunes son los edemas, epilepsia, tumores, Parkinson y Alzheimer. Debido a esto es la necesidad de 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; dentro de las interfaces presentadas anteriormente EEGLAB y software Curry 8 SBR tienen la desventaja de ser poco intuitivas. En este contexto se ha propuesto desarrollar una interfaz gráfica implementada en MATLAB, que permita visualizar y procesar las señales electroencefalográficas, a través de diferentes técnicas de filtrado y usando modelos matemáticos para la localización de fuentes. Es importante señalar que esta interfaz será de uso académico principalmente, y que será probada con señales sintéticas en un inicio, y en la medida de lo posible, se podrá probar con mediciones reales; la cual finalmente podrá ser usada por estudiantes para el aprendizaje y comprensión del funcionamiento de los filtros pasa bajas, pasa altas, pasa banda y banda eliminada, así como de las técnicas de filtrado (ICA, ICA-LPF, EMD) y de los modelos matemáticos para la localización de fuentes. Las ventajas de esta interfaz gráfica con respecto a las ya existentes, es que se desarrollará en idioma español e inglés, además de que se validará con fuentes sintéticas generadas con un modelo matemático que permiten conocer su ubicación y sobre las cuales se tiene control. Aunado a esto, el usuario final no necesitará contar con un alto grado de conocimientos en programación para poder usar la interfaz gráfica propuesta, ya que se pretende hacer amigable e intuitiva para el usuario.

1.4. Descripción y diagrama de flujo

Se pretende desarrollar esta Interfaz Gráfica de Usuario empleando el entorno de programación visual GUIDE de MATLAB generando una pantalla principal, que permita llevar a cabo el proceso del diagrama de flujo de la figura 1.7, la cual dará las opciones de convertir formato de archivo .edf, .cnt y .csv a .mat, elegir el tipo de filtro o técnica a ser aplicado, tales como Filtro Pasa Bajas, Filtro Pasa Altas, Filtro Pasa Banda, Filtro Banda Eliminada, Técnica ICA (que es una técnica que descompone la señal de una fuente, en sus componentes ya que es una mezcla de estos y a partir de estos se puede decidir cuales son ruido y eliminarlos [19]), Técnica EMD (que 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 inicial [20]). Además, el usuario podrá elegir la opción de localización de fuentes de una señal sintética. Mediante un botón para cada opción, se abrirá otra ventana o cuadro de diálogo a través del cual se podrán ingresar las propiedades o características del filtro o técnica de descomposición que se desea aplicar, como son: frecuencia de corte, frecuencia de muestreo, valor del rizo en la banda pasante (A_p), valor del rizo en la banda eliminada (A_s) [21], elegir el tipo de aproximación a utilizar (Butterworth, Chebyshev, Chebyshev inverso y Elíptico), además del número de canales que contiene el archivo de señales EEG. Mediante otro botón, se cargará el archivo seleccionándolo de algún directorio; pudiendo ser observadas las señales EEG al momento de ser cargadas con respecto al tiempo en una gráfica y a la frecuencia en otra y al momento de aplicar el filtro, el resultado aparecerá en otro color. Para la solución del problema de localización de las fuentes, primeramente se genera una medición, a la cual llamaremos medición sintética, y que será expresada por series de Fourier en el modelo de medio conductor, V en un instante de tiempo, y por la estructura. A partir de una medición V sintética es posible plantear y resolver el problema de identificación, el cual consiste en obtener los coeficientes que caracterizan a la fuente y mostrando la gráfica comparativa entre la fuente recuperada y la fuente original se estará validando así el modelo de localización de fuentes. También, podrá generarse un EEG sintético que podrá ser filtrado mediante esta interfaz validándola. Se pretende que cuando el usuario ingrese datos fuera de rango, la interfaz gráfica emita una alerta al usuario y le informe cuál sería el rango o límite del dato que ingresó erróneamente.

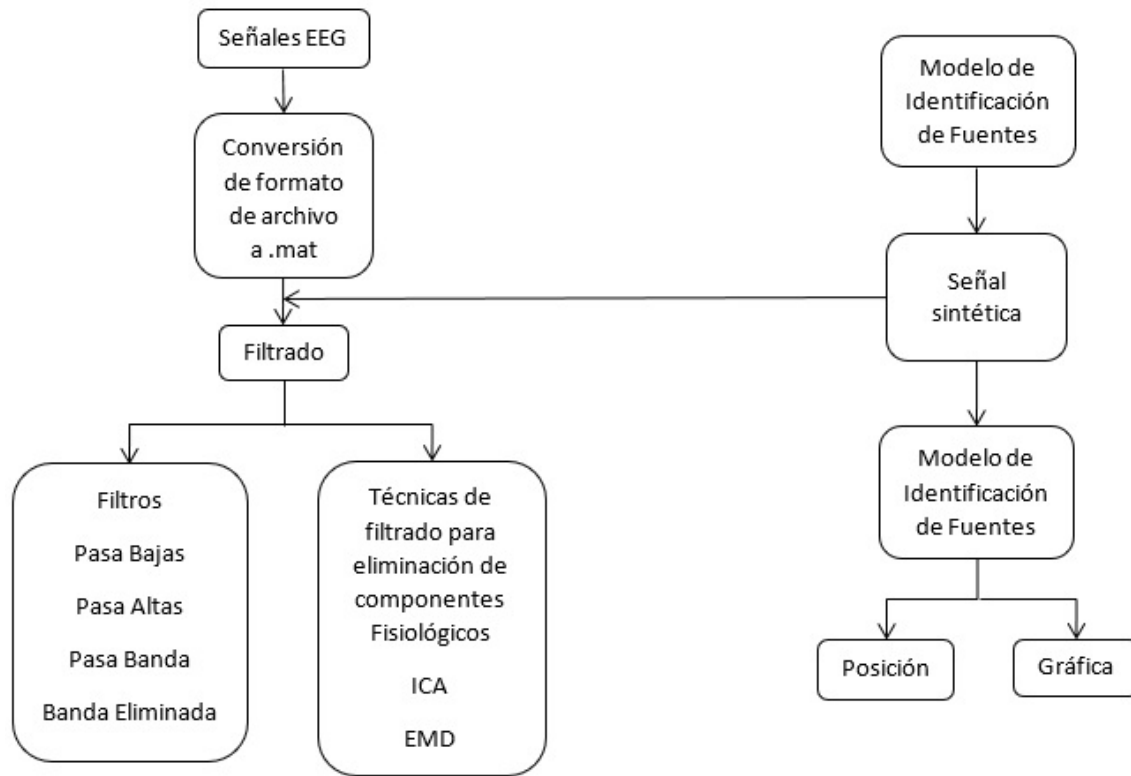


Figura 1.7: Diagrama de flujo para desarrollo de interfaz gráfica de usuario para el procesamiento de señales EEG y la localización de las fuentes.

Con el fin de mostrar el desarrollo del proyecto y sus resultados, el resto de esta tesis se organiza de la siguiente manera: en el capítulo 2 se muestran las características de las señales electroencefalográficas, los tipos de filtros y sus características, las técnicas de filtrado (ICA, ICA-LPF, EMD) y los conceptos matemáticos y de teoría electromagnética necesarios para la comprensión del modelo matemático de localización de fuentes; en el capítulo 3 se muestra la forma de caracterización de las señales EEG y el desarrollo de la interfaz; mostrando, en el capítulo 4 la interfaz en funcionamiento.

Capítulo 2

Marco Teórico

2.1. Fundamentos de señales EEG

Las señales EEG son un registro de la actividad bioeléctrica del cerebro. Este tipo de señales, generalmente no presentan frecuencia y amplitud constantes ni son ondas armónicas simples [22].

Estas señales están compuestas por algunos tipos de ondas de frecuencias y amplitudes específicas, como son: Alfa, Beta, Delta, Gama, Theta, Mu y Lambda. Las investigaciones han mostrado que tanto la frecuencia como la amplitud de las ondas cerebrales, no son estrictamente constantes ni dependen estrictamente del desempeño del cerebro. Las células de la superficie de la corteza cerebral son las principales fuentes de las señales electroencefalográficas en el cerebro humano [22].

Las ondas Alfa presentan una frecuencia alrededor de 8 a 12 Hz y sus amplitudes varían de entre 3 a 50 uV en promedio. La actividad de estas ondas se incrementa cuando permanecemos con los ojos cerrados antes de caer dormidos. Estas ondas desaparecen cuando hay esfuerzo cerebral como por ejemplo cuando se realizan cálculos matemáticos. Las investigaciones dan a la luz que estas ondas se suprimen por procesos de sincronización de actividad biológica, por ejemplo, concentración sensorial [22].

Las ondas Beta están en el rango de frecuencias de 12 a 28 Hz y tienen la característica de que son pequeñas en amplitud. Las señales electroencefalográficas con actividad de ondas Beta muestran características de sincronización. Las ondas Beta pueden ser divididas en: SMR (por sus siglas en inglés *Sensorimotor Rhythm*) en la banda del rango de los 13 a los 15 Hz; son las Ondas Beta Bajas, que son ritmos correspondientes a su propia dinámica de procesos de excitación, dominantes en el

hemisferio izquierdo del cerebro; y las ondas Beta Altas que son la banda arriba de los 18 Hz, asociada con la hiperactividad de los procesos nerviosos. Ha sido verificado que estas ondas caracterizan estar despierto y plenamente consiente. La amplitud de las ondas Beta no excede los 20 uV [22].

Las ondas Theta, están en el rango de frecuencia de los 4 a los 7 Hz, las cuales pueden ser observadas especialmente durante las emociones intensas. Estas son características de los procesos de meditación profunda. Las ondas Theta pueden ser divididas en dos niveles: Theta bajas (ritmo en la banda de los 4 a los 5.5 Hz) y Theta altas (ritmo en la banda de los 5.5 a los 7 Hz). Estos ritmos son actividad eléctrica del hipocampo y su amplitud está por arriba de los 100 uV. La onda Theta más débil es de alrededor de los 30 uV. Si las ondas Theta son registradas sólo en una parte o si éstas dominan todo un hemisferio, esto evidencia un daño estructural. La actividad de ondas Theta cambia con la edad [22].

Las ondas Delta con un rango de frecuencia de 1 a 3 Hz son señales de alta amplitud en el rango de 100 a 200 uV. Su actividad más alta ocurre durante el sueño profundo, cuando se alternan con descargas consistentes de ondas Alfa. Las ondas Delta no ocurren durante la grabación de un EEG normal de un adulto despierto. En esta situación su presencia siempre indica disfunción cerebral. Éstas ocurren solamente en gente de edad avanzada pero en pequeños números, especialmente en las áreas temporales [22].

Las ondas Gama se encuentran en el rango de frecuencias de los 30 a 200 Hz. De acuerdo a la literatura podemos encontrar también ondas en el rango de los 500 Hz con una amplitud de 3 a 55 uV. Numerosas investigaciones han demostrado que la amplitud de estas ondas incrementa si la persona experimenta concentración en las fuentes de estímulos. La duración de las ondas Gama es bastante corta y esta contenida en varias docenas de ms [22].

Las ondas Mu, también son llamadas ritmo de Wicket y aparecen bien definidas en explosiones de frecuencias de 7 a 11 Hz. Son fenómenos fisiológicos registrados en líneas centrales de la corteza motora y su actividad a veces es más clara durante la somnolencia y con los ojos abiertos; éstas disminuyen con los movimientos del individuo y son un ritmo normal [22].

En la tabla 2.1 se muestran los principales ritmos del cerebro con su respectiva banda de frecuencias y amplitudes.

Tabla de ritmos del cerebro

Ritmo	Alfa	Beta	Delta	Gamma	Theta	Mu
Banda	8-12Hz	12-28Hz	1-3Hz	30-200Hz	4-7Hz	7-11Hz
Amplitudes	3-50 μ V	<20 μ V	100-200 μ V	3 μ V-55 μ V	30 μ V-100 μ V	

Tabla 2.1.

Las ondas Lambda son potenciales eléctricos positivos registrados transitoriamente en las regiones occipitales. Son afilados, generalmente simétricos y pueden confundirse con potenciales epilépticos. Éstas son evocadas por el escaneo visual de una imagen [22].

Las mediciones EEG, están compuestas por combinaciones de información fisiológica del cerebro y ruidos; que son producidos por los demás órganos del cuerpo como, los músculos que al realizar su función producen electricidad. Como se mencionó previamente en la introducción, estos ruidos son llamados artefactos. Algunos artefactos son pequeños y cortos y otros son grandes y largos. Cuando son transitorios, grandes y largos fácilmente pueden ser desestimados; pero cuando son pequeños y constantes es recomendable estimar la influencia de éstos en el EEG y aplicar el filtrado para evitar al máximo la pérdida de información. En la figura 2.1 a y b tomadas de [7], se observa la morfología del artefacto producido por el movimiento de ojos y parpadeo. En ambos se observa un potencial elevado y opuesto a la tendencia que trae la señal [7]. En la Figura 2.1 c tomada de [7], se observa la morfología de los artefactos musculares los cuales son de altas frecuencias, pero son muy rápidos para ser descargas epilépticas [7].

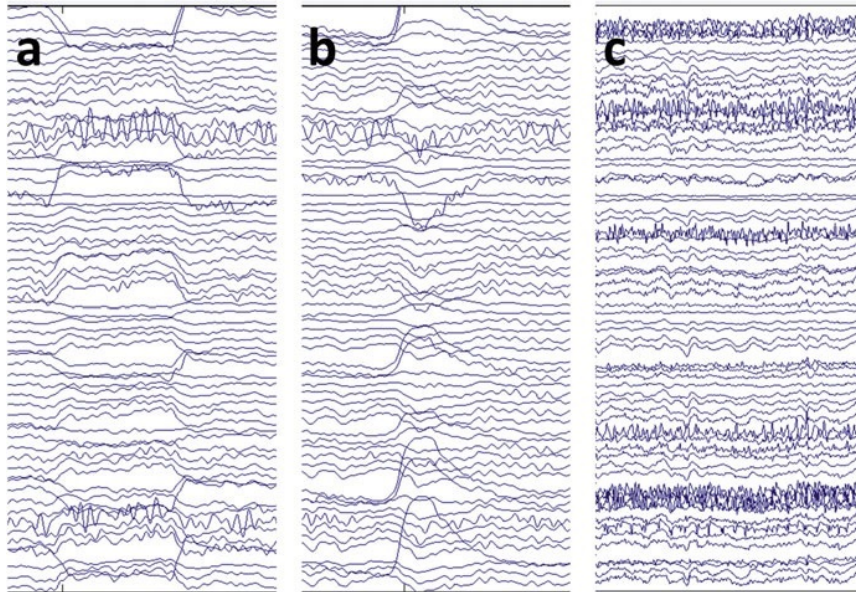


Figura 2.1: Morfología de los artefactos de un sujeto sano a) por movimiento ocular b) por parpadeo c) musculares [7].

2.2. Filtrado de señales electroencefalográficas

Los filtros son sistemas, que se caracterizan principalmente por dar paso libre a ciertas frecuencias (banda pasante) y eliminar algunas otras (banda eliminada). Este tipo de filtros son llamados filtros selectivos en frecuencia. También existe otro tipo de filtros, llamados filtros conformadores de frecuencia, que modifican el espectro de frecuencias de una señal en diferentes proporciones, atenuando algunas y amplificando otras.

Como se mencionó en la sección anterior, una señal EEG está conformada por diferentes frecuencias, por lo que los filtros selectivos en frecuencia son una técnica que permite eliminar algunos artefactos de las señales EEG. Los filtros digitales selectivos en frecuencia son clasificados como: filtros pasa bajas, filtros pasa-altas, filtros pasa-banda y filtros rechaza banda; todos ellos se exponen a continuación.

2.2.1. Filtro pasa bajas

Los filtros pasa bajas consisten en permitir el paso de una banda que va desde 0 hasta una frecuencia de corte f_c (definida por el usuario), tal como se muestra en la figura 2.3, y a partir de ésta comienza la banda eliminada. El filtro pasa bajas presenta una región de transición vertical idealmente, marcada en la figura 2.3 con la línea punteada color naranja; pero en la práctica los filtros en general tienen una región de transición que no es tan abrupta como lo sería idealmente; además, la respuesta en frecuencia tampoco es ideal y presentan fluctuaciones tanto en la banda pasante como en la banda eliminada [25] lográndose solo aproximaciones (Butterworth, Chebyshev, Chebyshev inversa, Elíptica); ejemplos de estas aproximaciones de filtros pasa bajas se muestran en la figura 2.4.

- En el filtro Butterworth, se cuenta con una buena aproximación en cuanto a que no hay fluctuaciones en la banda pasante ni en la banda eliminada pero su región de transición es más una pendiente que comienza en la frecuencia de corte y tiene un decaimiento de $20n$ dB/década donde n es el orden del filtro.
- En el filtro Chebyshev la aproximación es buena por la región de transición y la banda eliminada sin fluctuaciones pero en la banda pasante se presentan fluctuaciones (catalogadas como atenuación en la banda pasante A_p medida en decibelios) en las que el número de rizados es igual a $n/2$ donde n es el orden del filtro.
- En el filtro Chebyshev inverso se cuenta con una buena aproximación en la ban-

da pasante, por que no tiene fluctuaciones y en la región de transición por que su decaimiento es más rápido que en el Butterworth, pero tiene fluctuaciones (A_s también medidas en decibelios) en la banda eliminada.

- En el filtro Elíptico se tiene una buena aproximación en la región de transición pero presenta fluctuaciones en la banda pasante (A_p) y en la banda eliminada (A_s).

En todas las representaciones ideales de filtros que se expondrán, la banda pasante representa cero decibelios de atenuación.

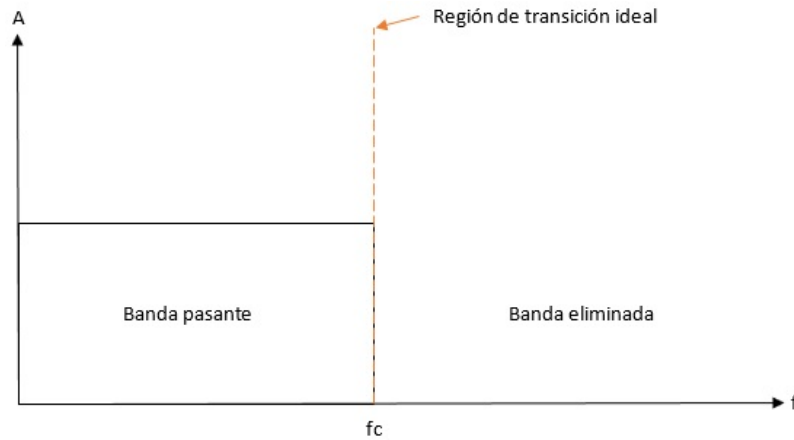


Figura 2.3: Representación ideal de un filtro pasa bajas.

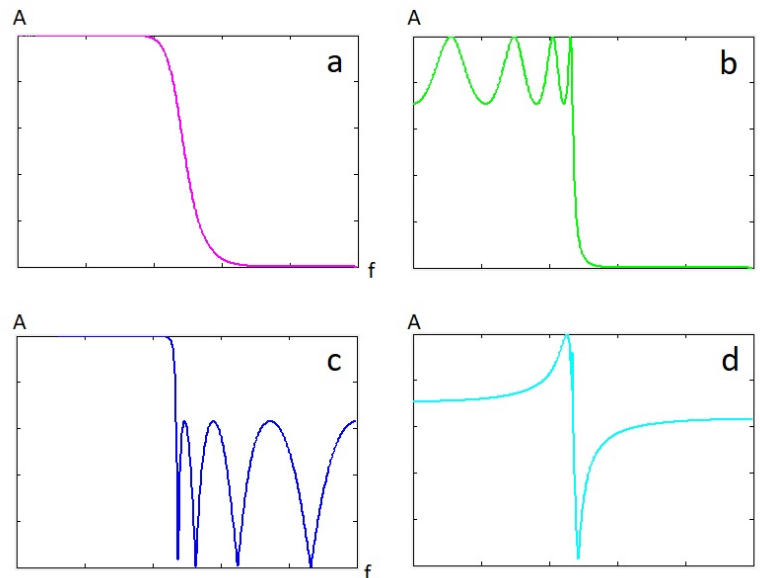


Figura 2.4: Ejemplos de aproximación a) Butterworth b) Chebyshev c) Chebyshev inversa d) Elíptica.

2.2.2. Filtro pasa altas

El funcionamiento de un filtro pasa altas, ubica la banda eliminada desde cero hasta la frecuencia de corte f_c (definida por el usuario) y después se encuentra la banda pasante, con la región de transición ideal marcada con la línea punteada naranja en la figura 2.5.

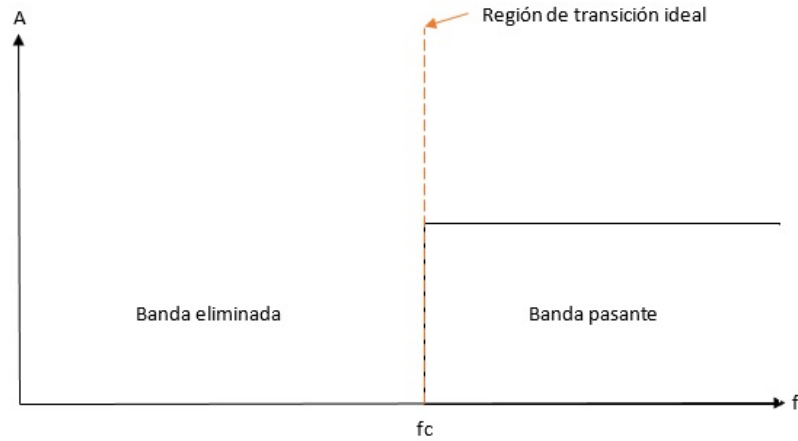


Figura 2.5: Representación ideal de un filtro pasa altas.

2.2.3. Filtro pasa banda

En un filtro pasa banda, se tienen dos frecuencias de corte, entre las cuales se encuentra el ancho de banda BW definido por $BW = Fc2 - Fc1$ y es la banda pasante; teniendo una banda eliminada desde cero hasta $Fc1$ y otra desde $Fc2$ en adelante como se muestra en la figura 2.6.

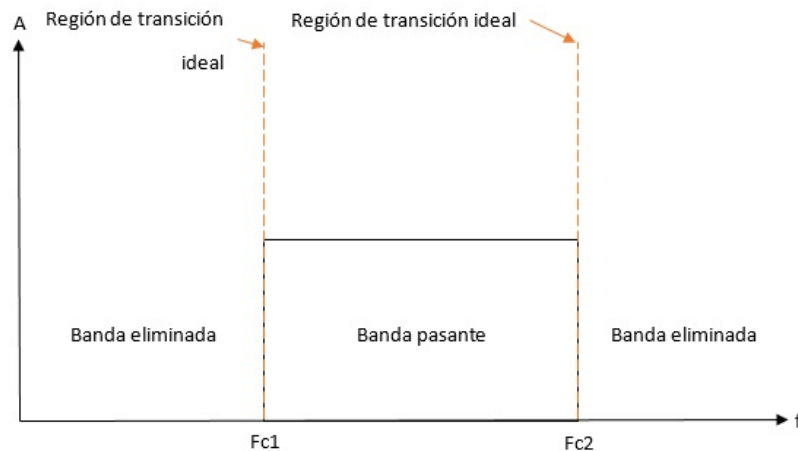


Figura 2.6: Representación ideal de un filtro pasa banda.

2.2.4. Filtro rechaza banda

El filtro rechaza banda también es conocido como filtro banda eliminada o filtro Notch, elimina la banda que se encuentra entre dos frecuencias de corte $Fc1$ y $Fc2$; teniendo dos bandas pasantes, una desde cero hasta la $Fc1$ y otra desde la $Fc2$ en adelante. Su representación se muestra en la figura 2.7.

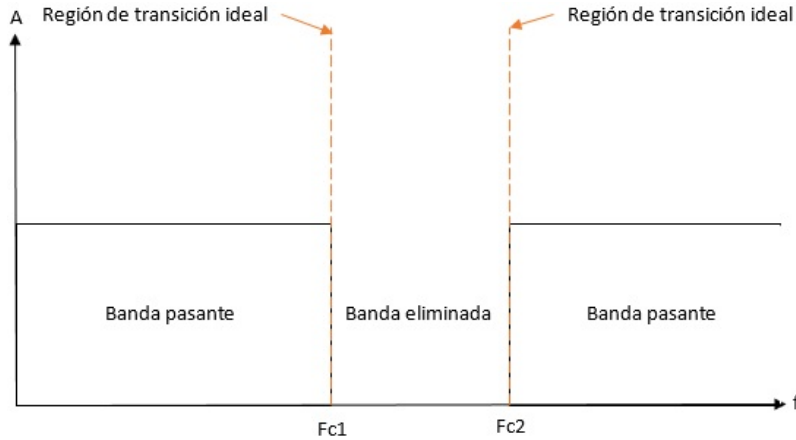


Figura 2.7: Representación ideal de un filtro rechaza banda.

Dado que no todos los artefactos pueden ser eliminados utilizando filtros, es necesario aplicar diversas técnicas de descomposición de señales tales como análisis de componentes independientes y descomposición empírica de modos, las cuales se describen a continuación.

2.3. Técnicas de descomposición de señales

2.3.1. Análisis de componentes independientes

El análisis de componentes independientes, mejor conocido como ICA del inglés *Independent Component Analysis*, es una técnica que tiene como objetivo estimar componentes independientes (que se llaman así porque deben ser estadísticamente independientes y esto se refiere a que 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 [26], [27], [28], [29]. Dichos componentes se obtienen usando la relación dada por la ecuación siguiente:

$$y_k = Cs_k \quad (2.1)$$

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

- Los componentes deben ser estadísticamente independientes.
- El máximo número de componentes con distribución Gaussiana es 1 y los demás componentes no deben tener distribución Gaussiana.
- La matriz de mezclas debe ser una matriz cuadrada.
- El número de componentes no puede ser mayor que el número de canales.

En la figura 2.8 tomada de [30], se muestra cómo se realiza la estimación de los componentes independientes partiendo de los registros EEG, los cuales son una mezcla de señales fisiológicas cerebrales y artefactos fisiológicos (producidos por el sujeto o paciente en estudio) o técnicos (producidos por el propio sistema de medición).

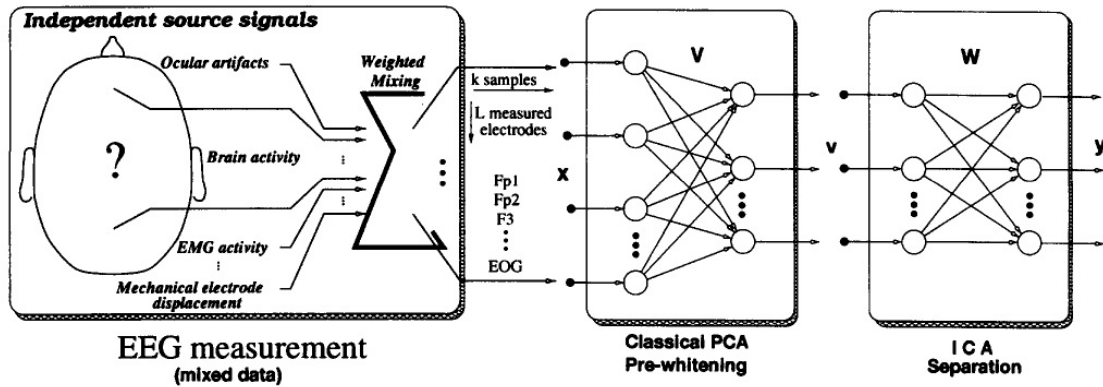


Figura 2.8: Diagrama a bloques de la extracción de artefactos de un EEG mediante análisis de componentes independientes [30].

Como primer paso para estimar los componentes independientes, a las mediciones EEG se les aplica el análisis de componentes principales (PCA, por sus siglas en inglés, *Principal Component Analysis*); que considerando a D como un grupo de señales que forman una matriz compuesta por vectores de la misma dimensión $D = \{t_n\}$, representando cada uno una señal y con $n \in \{1, \dots, N\}$; se aplica calculando la

matriz de muestras de covarianza mediante la ecuación siguiente:

$$S = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (t_n - \bar{t})(t_n - \bar{t})^T \quad (2.2)$$

donde $\bar{t} = N^{-1} \sum_n t_n$ es el significado de la muestra; después se calculan los vectores propios u_i y los valores propios λ_i de S , donde $Su_i = \lambda_i u_i$ y $i = 1, \dots, d$. Los vectores propios correspondientes a los q valores propios más grandes donde $q < d$ son retenidos y finalmente, una representación reducida en dimensión del grupo de señales es definida por $x_n = U^T(t_n - \bar{t})$ donde $U_q = (u_1, \dots, u_q)$ [31]. Así, se obtienen los diferentes patrones del conjunto de señales EEG y se decorrelacionan las señales que vienen en los canales del EEG, siendo posible reducir la dimensión, ya que el primer componente contiene más información y los últimos pueden ser información redundante o ruido que puede ser eliminado.

Finalmente, una vez decorrelacionadas las señales, se obtiene la independencia maximizando la no Gaussianidad (que se refiere a que la distribución estadística no debe ser acampanada) empleando técnicas estadísticas como la curtosis que es una medida de la forma en cuanto a que tan escarpada o achatada está una distribución [29].

Una vez obtenida la no Gaussianidad, se realiza la estimación de cada uno de los componentes, los cuales contendrán la señal fisiológica EEG o los artefactos fisiológicos o técnicos. Con los componentes resultantes es posible hacer una limpieza de los artefactos, eliminando aquellos componentes que los contienen, haciéndolos cero y reconstruyendo las señales EEG, sin artefactos, multiplicando la nueva serie de componentes por la matriz de mezclas.

2.3.2. Análisis de componentes independientes 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. Es por ello que se combinó ICA con filtros pasa-bajas para poder eliminar de una forma más eficiente los artefactos musculares [32].

Para resolver este problema, a los componentes que tienen artefactos musculares, se les aplica un filtro pasa bajas de 30 Hz y orden 6, para eliminar estos artefactos; se eligen los componentes que aún después de haber sido filtrados 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.

2.3.3. Descomposición empírica de modos

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 inicial [20]. 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 componentes se deben realizar los siguientes pasos:

1. Se calculan sus puntos máximos y se interpolan. (Los puntos máximos se pueden calcular encontrando el punto en que cambia la pendiente de signo positivo a negativo).
2. Se calculan sus puntos mínimos y se interpolan. (Los puntos mínimos se pueden calcular encontrando el punto donde cambia la pendiente de signo negativo a positivo).

Realizando los dos puntos anteriores, se obtiene la envolvente (contorno) de la señal.

3. Se obtiene el valor medio entre estas dos interpolaciones y ese es el primer candidato a modo; lo es siempre y cuando se cumpla una de las siguientes dos condiciones [33]:

- Se elige un umbral y si $SD < umbral$ con la ecuación 2.3 a continuación

entonces es un modo.

$$SD = \frac{\sum_{t=0}^T C_{IMF-1}(t) - C_{IMF}(t)^2}{\sum_{t=0}^T C_{IMF-1}^2(t)} \quad (2.3)$$

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.

4. Este 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 elección de aquellos que son considerados como contaminados con artefactos 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.

A continuación se presentan algunos conceptos matemáticos, necesarios para comprender un modelo de medio conductor que permita representar “fuentes sintéticas” que permitirán posteriormente validar el funcionamiento de la interfaz gráfica.

2.4. Conceptos matemáticos y de teoría electromagnética

En esta sección se presentan los conceptos matemáticos y de teoría electromagnética necesarios para la comprensión del modelo matemático de localización de fuentes.

El operador nabla está definido como:

$$\nabla = \frac{\partial}{\partial x} \mathbf{i} + \frac{\partial}{\partial y} \mathbf{j} + \frac{\partial}{\partial z} \mathbf{k} \quad (2.4)$$

Donde $\mathbf{i}$, $\mathbf{j}$ y $\mathbf{k}$ son los vectores unitarios.

2.4.1. Gradiente

El gradiente de una función escalar en R^3 es definido como la derivada total de dicha función. Si f es una función escalar multivariable en R^3 con las variables x, y y z ; entonces el gradiente de f se define mediante el operador nabla como:

$$\nabla f = \frac{\partial f}{\partial x} \mathbf{i} + \frac{\partial f}{\partial y} \mathbf{j} + \frac{\partial f}{\partial z} \mathbf{k} \quad (2.5)$$

El gradiente, para cada punto definido en f , denota la dirección del máximo crecimiento de f .

2.4.2. Divergencia

La divergencia de un campo vectorial F , cuyas funciones componentes P, Q y R son funciones escalares en R^3 , se define como el producto punto o producto escalar del operador nabla y F a continuación:

$$\nabla \cdot F = \frac{\partial P}{\partial x} + \frac{\partial Q}{\partial y} + \frac{\partial R}{\partial z} \quad (2.6)$$

La divergencia puede expresar la razón de expansión de un campo vectorial en un volumen determinado.

2.4.3. Rotacional

El rotacional de un campo vectorial F , cuyas funciones componentes P, Q y R son funciones escalares en R^3 cuyas derivadas parciales existen, es definido como el producto cruz o producto vectorial del operador nabla y F a continuación:

$$\nabla \times F = \left(\frac{\partial R}{\partial y} - \frac{\partial Q}{\partial z} \right) \mathbf{i} + \left(\frac{\partial P}{\partial z} - \frac{\partial R}{\partial x} \right) \mathbf{j} + \left(\frac{\partial Q}{\partial x} - \frac{\partial P}{\partial y} \right) \mathbf{k} \quad (2.7)$$

El rotacional de un campo vectorial muestra el sentido de rotación del movimiento de un campo vectorial.

La divergencia del rotacional de F es igual a 0 como se expresa a continuación:

$$\nabla \cdot (\nabla \times F) = 0 \quad (2.8)$$

2.4.4. Leyes de Maxwell

Las cuatro ecuaciones de Maxwell, engloban todos los fenómenos de la teoría electromagnética, a continuación se muestran en su forma diferencial:

$$\nabla \cdot \mathbf{E} = \frac{\rho}{\epsilon_0} \quad (2.9)$$

Esta ecuación también es llamada Ley de Gauss para el campo eléctrico; e indica que para una superficie cerrada, la divergencia del campo eléctrico es directamente proporcional a la densidad de carga e inversamente proporcional a la permitividad eléctrica en el vacío de la carga que se encuentra al interior de la superficie cerrada; lo anterior implica que si el valor es positivo el campo eléctrico sale y si es negativo entra.

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0 \quad (2.10)$$

Esta ecuación también es conocida como ley de Gauss para el campo magnético; muestra que para una superficie cerrada la divergencia del campo magnético de una fuente, que genera este campo en su interior, es cero. Esto se debe a que dentro de la superficie la fuente es un dipolo magnético.

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} \quad (2.11)$$

Esta ecuación es conocida como ley de Faraday, e indica que el rotacional del campo eléctrico es igual al valor negativo de la derivada parcial del campo magnético con respecto al tiempo. Significa que un campo magnético no estacionario genera un campo eléctrico con movimiento circular o rotacional.

$$\nabla \times \mathbf{B} = \mu_0 \mathbf{J} + \mu_0 \epsilon_0 \frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t} \quad (2.12)$$

Esta última ecuación es la Ley de Ampère; y relaciona el rotacional del campo magnético con la derivada parcial del campo eléctrico con respecto al tiempo multiplicado por la permitividad eléctrica y magnética en el vacío y la densidad de carga multiplicada por la permitividad magnética en el vacío. Implica que si pasa una corriente eléctrica por un alambre recto se generará un campo magnético rotacional al rededor de él.

2.4.5. Ecuación de continuidad

La ecuación de continuidad parte de las ecuaciones de Maxwell y se presenta a continuación:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = -\nabla \cdot \mathbf{J} \quad (2.13)$$

Indica que la densidad de carga con respecto al tiempo es proporcional a la divergencia de la densidad de corriente; e indica que la variación de la densidad de corriente que sale o entra a un volumen determinado esta determinado por la densidad de carga que se encuentre en él.

2.5. Modelo del medio conductor para la actividad eléctrica del cerebro

El modelo del medio conductor para la actividad eléctrica del cerebro, se plantea para establecer correlaciones entre el potencial medido en el cuero cabelludo y fuentes bioeléctricas.

2.5.1. Modelado matemático de la cabeza

En esta sección se muestra una cabeza representada mediante capas conductoras, cada una de las cuales tiene conductividad constante. A continuación, se describe brevemente este modelo anteriormente desarrollado en [34], [35]:

En la figura 2.9, Ω_1 es la capa conductora que representa al cerebro, S_1 es la superficie del cerebro o corteza cerebral, que divide a Ω_1 de la capa conductora Ω_2 que está compuesta por el líquido cefalorraquídeo, el cráneo y todo lo demás que hay entre la corteza cerebral y el cuero cabelludo S_2 .

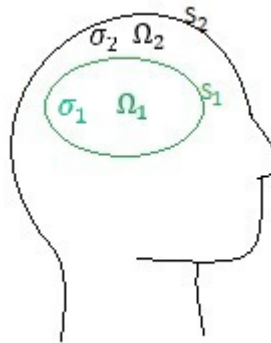


Figura 2.9: Representación esquemática de la cabeza.

Se tiene que $\Omega = \overline{\Omega}_1 \cup \Omega_2$, donde $\overline{\Omega}_1 = \Omega_1 \cup S_1$, $\Omega_2 = \Omega \setminus \overline{\Omega}_1$.

Como se menciono anteriormente, cada capa tiene una conductividad constante σ_i , con $i = 1, 2$. En el cerebro la corriente total J se expresa como la suma de dos corrientes [36] como lo muestra la ecuación 2.14:

$$J = J^p + \sigma_i E \quad (2.14)$$

Donde J^p es llamada corriente impresa, es producida por la actividad neuronal y es como la corriente de polarización en los medios dieléctricos. El término $\sigma_i E$ es la corriente óhmica y es la corriente eléctrica en el medio, donde σ_i es la conductividad de la región Ω_i , con $i = 1, 2$.

Debido a que tanto el volumen cerebral como su corteza tienen neuronas, J^p existe en ambas y en Ω_2 y S_2 solo existen corrientes óhmicas.

De aquí en adelante, se tomara en cuenta que el volumen cerebral tiene una J^p y la corteza cerebral una densidad J .

Se tiene que la densidad de carga en las capas conductoras de la cabeza se comporta como lo muestra la ecuación 2.15 en la siguiente forma:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = \frac{\sigma_i}{\epsilon_0} \rho_0 e^{-\frac{\sigma_i}{\epsilon_0} t} \quad (2.15)$$

Debido a que $\frac{\sigma_i}{\epsilon_0} = \frac{1}{200}$ en unidades t^{-1} en el cráneo y es mucho menor para las demás regiones, este término puede despreciarse y en Ω la ecuación de continuidad puede expresar lo siguiente:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot J = 0 \quad (2.16)$$

Obteniéndose:

$$\nabla \cdot J = 0 \quad (2.17)$$

Como se describió anteriormente $J = J^p + \sigma_1 E$ en el cerebro y en las regiones restantes $J = \sigma_2 E$; por lo que al sustituir (2.14) en (2.17) se obtiene:

$$\sigma_1 \nabla \cdot E = -\nabla \cdot J^p \quad \text{para} \quad \Omega_1 \quad (2.18)$$

y

$$\nabla \cdot E = 0 \quad \text{para} \quad \Omega_2 \quad (2.19)$$

Basándose en hechos experimentales, el término $\frac{\partial B}{\partial t}$ puede ser despreciado en la

ley de Faraday (2.11), obteniendo la ecuación (2.20) para el campo eléctrico.

$$\nabla \times E = 0 \quad (2.20)$$

Por último, de (2.8) y (2.20) se concluye que debe existir un potencial electrostático u , tal que:

$$E = -\nabla u \quad (2.21)$$

Sustituyendo (2.21) en (2.18) se obtiene:

$$\Delta u_1 = \frac{\nabla J^p}{\sigma_1} = f_1 \quad \text{para} \quad \Omega_1 \quad (2.22)$$

Y substituyendo (2.21) en (2.19) se obtiene:

$$\Delta u_2 = f_2 \quad \text{para} \quad \Omega_2 \quad (2.23)$$

2.5.2. Problema de contorno electroencefalográfico general

Así, con las ecuaciones diferenciales 2.24 y 2.25 se plantea el problema de contorno electroencefalográfico general a continuación:

$$\Delta u_1 = f_1 \quad \text{para} \quad \Omega_1 \quad (2.24)$$

$$\Delta u_2 = f_2 \quad \text{para} \quad \Omega_2 \quad (2.25)$$

Con las condiciones de contorno

$$u_1 = u_2 \quad \text{en} \quad \Omega_1 \quad (2.26)$$

$$\sigma_1 \frac{\partial u_1}{\partial n_1} = \sigma_2 \frac{\partial u_2}{\partial n_1} + j \cdot n_1 \quad \text{en} \quad S_1 \quad (2.27)$$

$$\frac{\partial u_2}{\partial n_2} = 0 \quad \text{en} \quad S_2 \quad (2.28)$$

Donde el término $j \cdot n_1$ corresponde a la contribución de la J^p existente en la corteza cerebral.

2.5.3. Problema de contorno asociado a fuentes ubicadas en el interior

Para estudiar los problemas de identificación de fuentes, es necesario separar el problema de contorno electroencefalográfico en dos partes, a saber: el caso de fuentes ubicadas en la corteza cerebral y el caso de fuentes ubicadas en el interior presentado a continuación:

$$\Delta u_1 = f \quad \text{para} \quad \Omega_1 \quad (2.29)$$

$$\Delta u_2 = 0 \quad \text{para} \quad \Omega_2 \quad (2.30)$$

Con las condiciones de contorno

$$u_1 = u_2 \quad \text{en} \quad \Omega_1 \quad (2.31)$$

$$\sigma_1 \frac{\partial u_1}{\partial n_1} = \sigma_2 \frac{\partial u_2}{\partial n_1} \quad \text{en} \quad S_1 \quad (2.32)$$

$$\frac{\partial u_2}{\partial n_2} = 0 \quad \text{en} \quad S_2 \quad (2.33)$$

En este caso se considera únicamente la aportación de la corriente en el interior del cerebro y se desprecia la aportación en la corteza cerebral

2.5.4. Problema de contorno asociado a fuentes ubicadas en la corteza cerebral

En esta sección se muestra el problema de identificación de fuentes en el caso de que estén ubicadas en la corteza cerebral.

$$\Delta u_1 = 0 \quad \text{para} \quad \Omega_1 \quad (2.34)$$

$$\Delta u_2 = 0 \quad \text{para} \quad \Omega_2 \quad (2.35)$$

Con las condiciones de contorno

$$u_1 = u_2 \quad \text{en} \quad \Omega_1 \quad (2.36)$$

$$\sigma_1 \frac{\partial u_1}{\partial n_1} = \sigma_2 \frac{\partial u_2}{\partial n_1} + j \cdot n_1 \quad \text{en} \quad S_1 \quad (2.37)$$

$$\frac{\partial u_2}{\partial n_2} = 0 \quad \text{en} \quad S_2 \quad (2.38)$$

Donde el término $j \cdot n_1$ corresponde a la contribución de la J^p existente en la corteza cerebral.

Así el problema inverso electroencefalográfico (PIE), está dado en términos del problema de contorno electroencefalográfico (PCE); compuesto por las ecuaciones diferenciales (2.24), (2.25) y las condiciones en la frontera (2.26), (2.27) y (2.28); con las siguientes dos definiciones:

- Se denominará, Problema Directo Electroencefalográfico (PDE) asociado al PCE, al problema de hallar la solución $V = u(x)|_{S_2}$, donde u es la solución del PCE cuando se conocen $f(x) = \frac{\nabla J^p}{\sigma_1}$ y $\hat{j}(x) = j \cdot n_1$.
- Se denominará, Problema Inverso Electroencefalográfico, al problema de encontrar $f(x)$ y $\hat{j}(x)$ teniendo una función V definida sobre S_2 ; de manera que para la solución u del problema directo correspondiente a $f(x)$ y $\hat{j}(x)$ se cumpla que $u|_{S_2} = V$.

En [37] se analiza el problema de localización de fuentes a partir de la medición del EEG en el cuero cabelludo; así, para el caso de una cabeza representada por círculos concéntricos, se propone la medición V representada por series de Fourier (ec. 2.39), al resolver el problema directo bajo la suposición de que están sobre el cuero cabelludo, este problema se resuelve a detalle en [37]:

$$V = \sum_{k=1}^{\infty} V_k^1 \cos(k\theta) + V_k^2 \sin(k\theta) \quad (2.39)$$

Donde los coeficientes de Fourier son [37]:

$$V_k^1 = \frac{2\sigma_1 R_1^k R_2^k}{[(\sigma_1 - \sigma_2)R_1^2 k + (\sigma_1 + \sigma_2)R_2^2 k]} g_k^1 \quad (2.40)$$

$$V_k^2 = \frac{2\sigma_1 R_1^k R_2^k}{[(\sigma_1 - \sigma_2)R_1^2 k + (\sigma_1 + \sigma_2)R_2^2 k]} g_k^2 \quad (2.41)$$

Donde los términos g_k^1 y g_k^2 son los coeficientes de la expansión de Fourier de g donde

$$g_k^1 = \frac{(1 - R_1^2)p_1\pi r_0^{k-1}}{\sigma_1 R_1^{k-2}(R_1^2 - r_0^2)} \\ \times [r_0^2 \cos((k+1)\theta_y) + R_1^2 \cos((k-1)\theta_y)]$$

$$\begin{aligned}
& + \frac{(1 - R_1^2)p_2\pi r_0^{k-1}}{\sigma_2 R_1^{k-2}(R_1^2 - r_0^2)} \\
& \times [r_0^2 \text{sen}((k+1)\theta_y) + R_1^2 \text{sen}((k-1)\theta_y)] \\
& - [(\frac{p_1 \cos(\theta_y)}{\sigma_1} + \frac{p_2 \text{sen}(\theta_y)}{\sigma_2}) \\
& \times \frac{(1 - R_1^2)2\pi r_0^{k+1} \cos(k\theta_y)}{R_1^{k-2}(R_1^2 - r_0^2)}] \tag{2.42}
\end{aligned}$$

y

$$\begin{aligned}
g_k^2 &= \frac{(1 - R_1^2)p_1\pi r_0^{k-1}}{\sigma_1 R_1^{k-2}(R_1^2 - r_0^2)} \\
& \times [r_0^2 \text{sen}((k+1)\theta_y) + R_1^2 \text{sen}((k-1)\theta_y)] \\
& + \frac{(1 - R_1^2)p_2\pi r_0^{k-1}}{\sigma_2 R_1^{k-2}(R_1^2 - r_0^2)} \\
& \times [R_1^2 \cos((k-1)\theta_y) - r_0^2 \cos((k+1)\theta_y)] \\
& - [(\frac{p_1 \cos(\theta_y)}{\sigma_1} + \frac{p_2 \text{sen}(\theta_y)}{\sigma_2}) \\
& \times \frac{(1 - R_1^2)2\pi r_0^{k+1} \text{sen}(k\theta_y)}{R_1^{k-2}(R_1^2 - r_0^2)}] \tag{2.43}
\end{aligned}$$

Donde r_0 es el radio de la representación de la fuente en coordenadas polares y θ_y el ángulo asociado a la posición de la misma.

Después al resolver el problema inverso electroencefalográfico, utilizando el resultado V obtenido como solución del PDE; se obtiene que [37]:

$$\begin{aligned}
g &= \frac{1}{2} \sum_{k=1}^{\infty} \{ (\frac{R_1}{R_2})^k [1 - \frac{\sigma_2}{\sigma_1}] + (\frac{R_2}{R_1})^k [1 + \frac{\sigma_2}{\sigma_1}] \} \\
& \times [V_k^1 \cos(k\theta) + V_k^2 \text{sen}(k\theta)] \tag{2.44}
\end{aligned}$$

En términos de V_k^1 y V_k^2 .

Para el caso en que se emula una fuente en forma de foco epiléptico, sobre la superficie de la corteza cerebral concentrado en $a \in S_1$ (como se emula en forma de campana picuda, se caracteriza por su centro), se hace de la siguiente forma [38]:

$$j^p(x) = \vec{p}\delta(x - a) \tag{2.45}$$

Donde $\vec{p}$ es el momento dipolar y $\delta(x - a)$ es la función delta de Dirac concentrada en a . Por lo que la fuente es representada por [38]:

$$g(x) = j^p(x) \cdot n_1 \quad (2.46)$$

Donde n_1 representa el vector unitario normal exterior sobre S_1 .

Para poder aproximar la función delta de Dirac, mediante otra función, que posibilite resolver el PCE se utiliza [38] $e^{-\frac{|x-a|^2}{2\beta^2}}$ donde a representa el centro de la función campana y $\beta > 0$ el ancho de la función campana.

Después, se resuelve el problema de contorno asociado a fuentes ubicadas en la corteza cerebral, comenzando con la solución del problema directo electroencefalográfico; obteniendo la medición producida por dicha fuente con la expresión 2.47 [38]:

$$\begin{aligned} V(\theta) &= u_2|_{S_2} = u_2(R_2, \theta) \\ &= \sum_{k=1}^{\infty} \left(\frac{2g_k^1 R_1^{k+1} R_2^k}{k[(\sigma_1 - \sigma_2)R_1^{2k} + (\sigma_1 + \sigma_2)R_2^{2k}]} \right) \cos k\theta \\ &\quad + \sum_{k=1}^{\infty} \left(\frac{2g_k^2 R_1^{k+1} R_2^k}{k[(\sigma_1 - \sigma_2)R_1^{2k} + (\sigma_1 + \sigma_2)R_2^{2k}]} \right) \sin k\theta \end{aligned} \quad (2.47)$$

Donde g_k^1 y g_k^2 son los coeficientes de Fourier de g , R_1 es el radio del cerebro, R_2 es el radio de la cabeza, σ_1 y σ_2 son las conductividades promedio del cerebro y el resto de la cabeza respectivamente y θ indica la posición de cada electrodo ubicado sobre el cuero cabelludo. A esta medición se le agrega un error aleatorio δ , para emular el ruido existente en mediciones reales.

Se continua con la solución del problema inverso tomando la solución del problema directo como entrada y obteniendo la fuente dada por la expresión 2.48 [38]:

$$g^\alpha(\theta) = \sum_{k=1}^{\infty} \frac{R_2 a_k}{R_2 (a_k)^2 + \alpha R_1} [V_{k,\delta}^1 \cos k\theta + V_{k,\delta}^2 \sin k\theta], \quad (2.48)$$

Donde

$$a_k = \frac{2R_1^{k+1} R_2^k}{k[(\sigma_1 - \sigma_2)R_1^{2k} + (\sigma_1 + \sigma_2)R_2^{2k}]} \quad (2.49)$$

y α es un valor empleado para corregir la inestabilidad del problema, ya que se sabe que el problema de identificación es mal planteado por lo que es necesario regularizar usando el parámetro indicado [38].

Una vez que se ha revisado la teoría necesaria, se mostrará el desarrollo e implementación de los algoritmos en la interfaz gráfica de usuario.

Capítulo 3

Caracterización de las señales y desarrollo de la interfaz

Con el objetivo de conocer la morfología y características de las señales EEG, se llevó a cabo su caracterización en tiempo y frecuencia. Con ello, fue posible saber cómo son las señales EEG con o sin artefactos. Se comenzó analizando señales electroencefalográficas en el tiempo, encontrando que mediante el cálculo de la varianza es posible distinguir la aparición de artefactos, ya que su valor es mayor cuando éstos aparecen. En la figura 3.1 realizada en MATLAB, se presenta una señal EEG de un sujeto sano a quien se le pidió que parpadeara 5 veces seguidas, como se observa en los segundos 209 y 210 junto con el cálculo de su varianza.

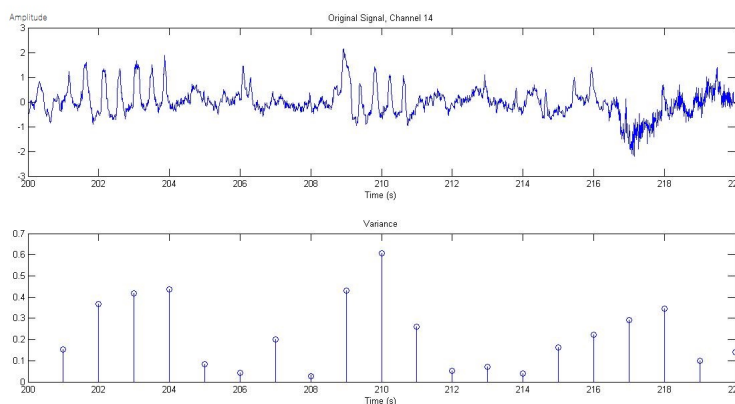


Figura 3.1: Varianza de una señal EEG con artefactos por parpadeo y contracción muscular.

También, con el cálculo de la curtosis se puede distinguir la aparición de artefactos, pues ésta se hace negativa cuando se presentan, y es cercana a cero o positiva en ausencia de éstos; en la figura 3.2 realizada en MATLAB, se muestra una señal

EEG de un sujeto sano a quien se le pidió que parpadeara 2 veces seguidas, como se observa en los segundos del 210 y 222 junto con el cálculo de su curtosis.

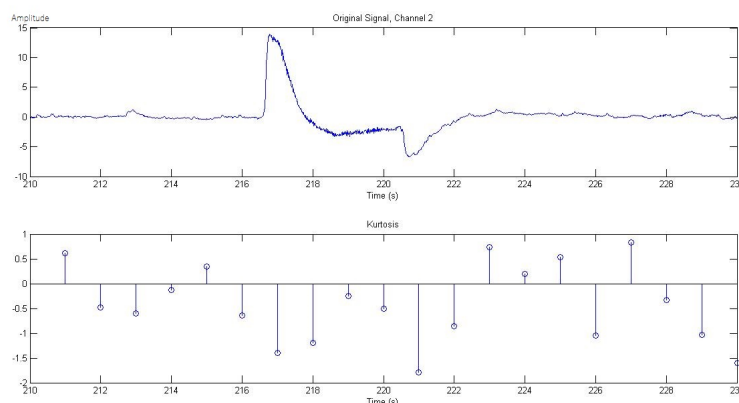


Figura 3.2: Curtosis de una señal EEG con artefactos por parpadeo.

Se continuó, analizando señales EEG en la frecuencia; graficando el espectro de potencia (que es la transformada de Fourier, hecha por segmentos de la señal en el tiempo multiplicada por su conjugado), hallando por ejemplo la presencia de ondas alfa, ya que en el espectro de potencia de la figura 3.3 realizada en MATLAB hay un pico entre 8 y 12 Hz y así es como se puede determinar qué bandas están presentes en una señal.

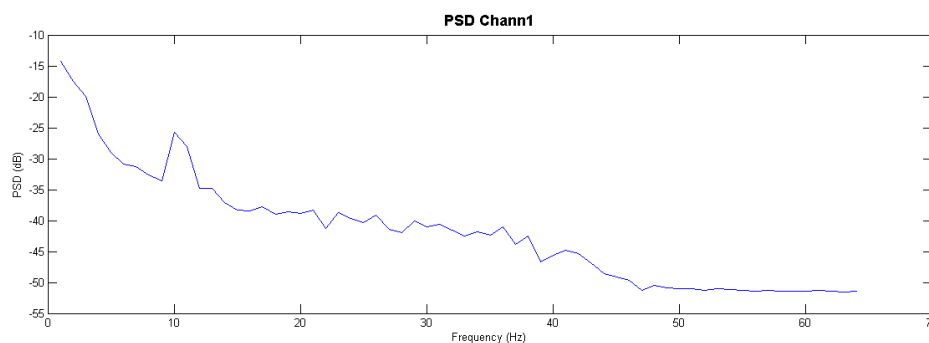


Figura 3.3: Espectro de potencia con pico en banda alfa.

El espectro de potencia anterior corresponde al canal 1 de las señales EEG de un sujeto sano, graficadas en la figura 3.4 con el *toolbox* EEGLAB de MATLAB; en la que se puede observar la morfología de las ondas alfa que se aprecia de una manera más clara en los canales 6, 7, 8, y 9.

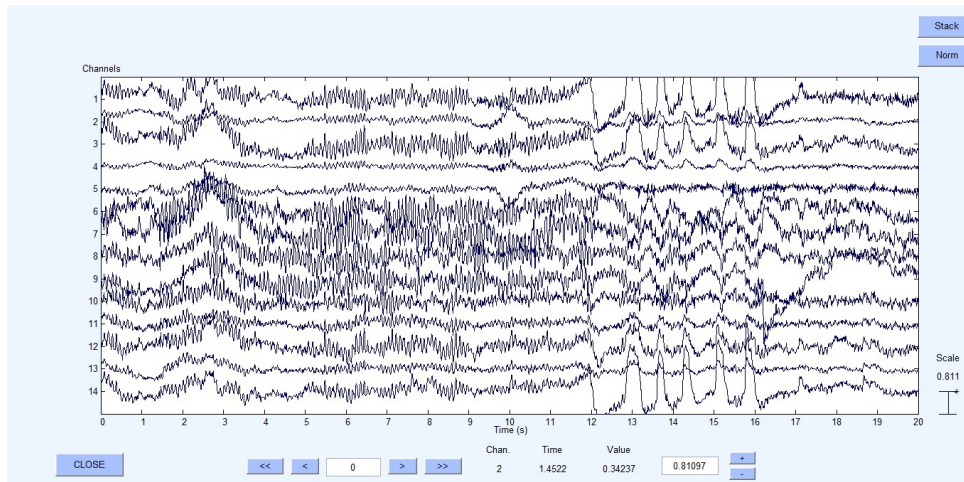


Figura 3.4: Mediciones EEG de un sujeto sano con presencia de ondas alfa del segundo 0 al segundo 12 en los canales 6, 7, 8 y 9; con cinco parpadeos seguidos del segundo 12 al 16.

Para encontrar la similitud en la frecuencia entre diferentes canales, se calculó la coherencia. Un ejemplo se presenta en la figura 3.5 generada con MATLAB, en la cual se está graficando la coherencia entre los canales 2 y 8 (ver figura 3.5) hallando una gran similitud a los 60 Hz denotada por el pico que se observa en esa frecuencia.

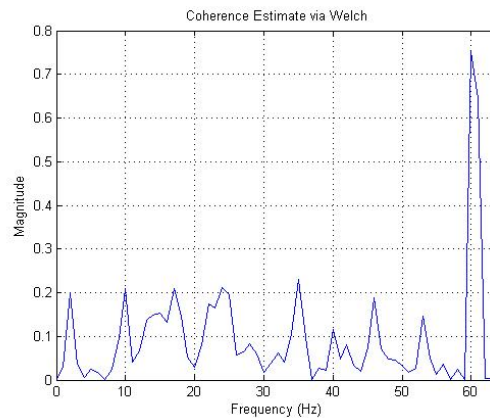


Figura 3.5: Coherencia entre los canales 2 y 8.

Por último, se calcularon espectrogramas (que es el resultado de calcular el espectro de una señal por ventanas de tiempo) como el de la figura 3.6 generada con MATLAB; en el cual se observa qué tan presentes están las señales EEG en tiempo y frecuencia, mediante colores que representan la intensidad; si hay tonalidad color rojo intenso significa que esa frecuencia está muy presente y conforme disminuye la tonalidad la presencia de esa frecuencia es menos intensa, pasando a la tonalidad amarilla que representa una presencia con nivel medio; y finalmente, tonalidad azul denotando una menor intensidad.

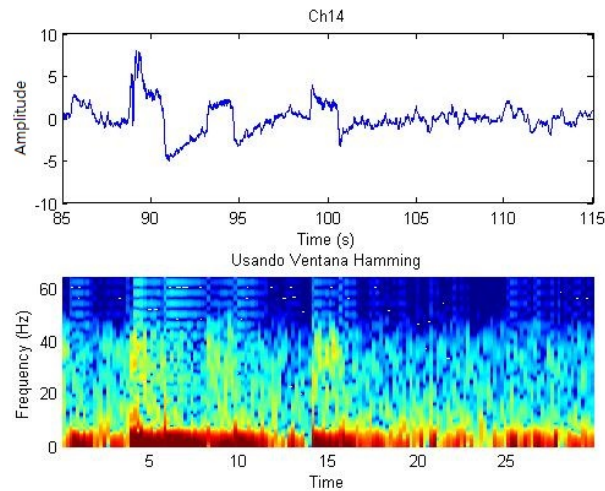


Figura 3.6: Señal EEG en la parte superior cuyo Espectrograma en la parte inferior muestra frecuencias de 1 a 5 Hz todo el intervalo con artefactos en los que las frecuencias de 5 a 40 Hz están medianamente presentes.

En este espectrograma, las frecuencias de 1 a 5 Hz están presentes casi todo el intervalo; y se observan artefactos en los que las frecuencias de 5 a 40 Hz están medianamente presentes.

Una vez que se han analizado señales reales EEG, caracterizándolas en tiempo y frecuencia y conociendo su morfología, se procede a la mejora y desarrollo de la interfaz gráfica de usuario FIMALOF, la cual se describe a continuación y cuyo nombre extendido es “Filtrado de señales, Mapeo y Localización de Fuentes”, tomando en cuenta que cuando la fuente es generada a través del modelo matemático, se entiende por localización, el hecho de conocer los parámetros que caracterizan a la fuente.

3.1. Interfaz gráfica de usuario FIMALOF

En la presente subsección se describen las características con las que contaba la interfaz gráfica de usuario FIMALOF, que es una interfaz gráfica para el procesamiento de las señales EEG; procedente de un trabajo previo de la Facultad de Físico-Matemáticas, donde el Ing. Héctor Uriel Ramírez comenzó con su programación. Es importante destacar que esta interfaz se encontraba en desarrollo y aunque se comenta que contaba con algunos filtros, éstos no estaban terminados y no eran totalmente funcionales y para hacer que funcionaran completa y adecuadamente, hubo que entender toda la teoría anteriormente citada, así como los detalles de su implementación; por lo que se plantea como espacio de oportunidad para terminarlos

y robustecerlos; ya que hubo funciones totalmente nuevas que se incorporaron; estas son la función de conversión de formatos de archivo, las técnicas de filtrado ICA, ICA-LPF, EMD y la interfaz de identificación de fuentes; que ahora son la parte central de esta interfaz, lo cual le da fortaleza y ventajas para los expertos en el área de análisis de señales EEG. Beneficiando así, a los estudiantes incluyendo al presentador de esta tesis, que con ella podrán comprender y aprender el funcionamiento de los filtros pasa bajas, pasa altas, pasa banda y banda eliminada, así como las técnicas de filtrado ICA, ICA-LPF, EMD y el algoritmo de localización de fuentes.

En la figura 3.7 se muestra la anterior pantalla principal e inicial de la interfaz FIMALOF, la cual contiene 4 botones que corresponden a filtros digitales (pasa-bajas, pasa-altas, pasa-banda y rechaza-banda), 3 botones de técnicas de filtrado (ICA, ICA-filtro pasa-bajas, EMD) y un botón que permite la conversión de formatos.

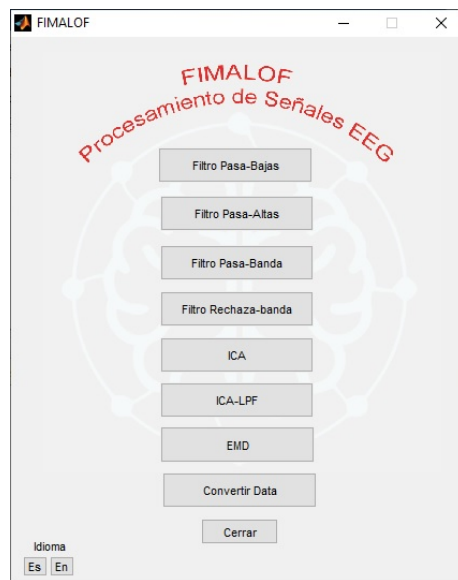


Figura 3.7: GUI principal de FIMALOF.

Esta interfaz estaba parcialmente desarrollada en la parte de los filtros digitales. Por ello, fue revisada para verificar su correcto funcionamiento e identificar las posibles mejoras, encontrando lo descrito a continuación.

3.2. Subinterfaz *Filtro Pasa-Bajas*

En la subinterfaz *Filtro Pasa-Bajas*, sólo se ingresan los parámetros *Frecuencia de muestreo*, *Frecuencia de corte*, *Orden del filtro*, *Rizo en la banda pasante (A_p)*,

Rizo en la banda eliminada (A_s), Punto de inicio del intervalo a filtrar, segundos del intervalo a filtrar; además, se eligen los canales a filtrar, dependiendo del sistema de medición con el que se registraron las señales EEG; se carga la matriz de datos EEG que se utilizará, la cual debe tener extensión .mat y aparece graficada en el cuadro que tiene como título: "Señal en el tiempo". Así mismo, se puede normalizar el intervalo a filtrar, lo cual consiste en centrar el valor medio de las señales en ce-ro y en tener varianza unitaria y aparece normalizada en el mismo cuadro que la original. Para filtrar los canales elegidos, se pueden escoger una o más aproximaciones (Butterworth, Chebyshev, Chebyshev II, Elíptico) que se desean y aparecen sus respuestas en magnitud referenciadas con colores. Al dar click en *Aplicar filtro*, la respuesta de cada aproximación es graficada sobre la señal normalizada en el cuadro *Señal en el tiempo*. Para poder observar el espectro de potencia de la señal original y filtrada, se escribe el nombre del canal o etiqueta en el campo *Ingresar canal para calcular el espectro* y al dar click en *Graficar Espectro*, el espectro de potencia de este canal y su señal filtrada en las aproximaciones elegidas, aparecen en el cuadro titulado *Espectro de potencia* referenciado con colores. También se pueden guardar los parámetros ingresados, así como las señales original y filtrada al darle click en el botón *Guardar*, el cual abre un cuadro de diálogo que permite elegir los parámetros, señales y aproximaciones a ser salvadas. La subinterfaz del filtro pasa-bajas se muestra en la figura 3.8.

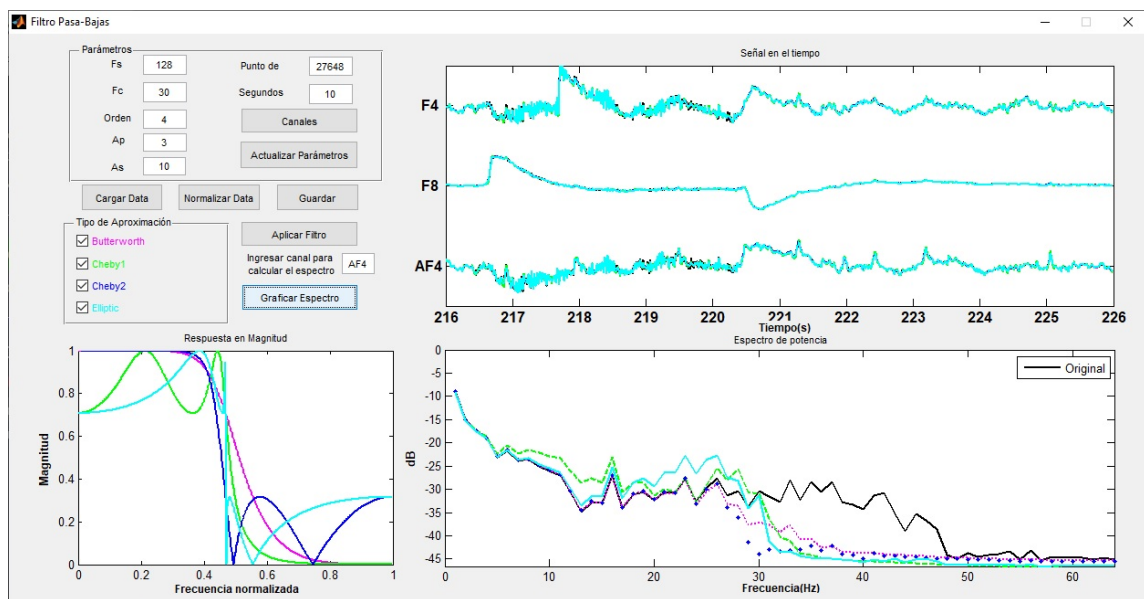


Figura 3.8: Subinterfaz Filtro Pasa-Bajas.

3.3. Subinterfaz *Filtro Pasa-Altas*

La subinterfaz *Filtro Pasa-Altas*, mostrada en la figura 3.9, tiene una descripción similar a la del filtro pasa-bajas; sin embargo, no se podía guardar los parámetros ingresados, así como las señales original y filtrada, por lo que se corrigió la falla.

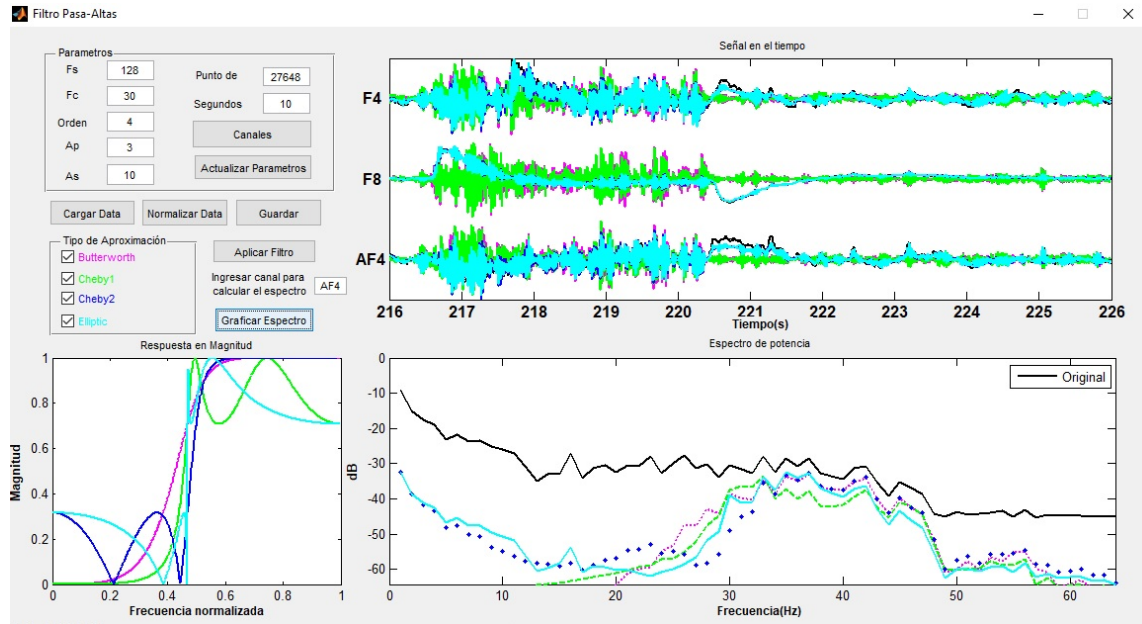


Figura 3.9: Subinterfaz Filtro Pasa-Altas.

3.4. Subinterfaz *Filtro Pasa-Banda*

La descripción de la subinterfaz *Filtro Pasa-Banda*, se diferencia con el de las dos anteriores en que dentro de sus parámetros, no sólo tiene una frecuencia de corte sino dos; la inferior $Fc1$ y la superior $Fc2$. Al igual que con la subinterfaz del filtro pasa-altas, en esta subinterfaz el botón *Guardar* no funcionaba, por lo que se arregló el código para hacerlo funcionar. Esta subinterfaz se muestra en la figura 3.10.

3.5. Subinterfaz *Filtro Rechaza-Banda*

La subinterfaz *Filtro Rechaza-Banda* tiene una descripción similar a la anterior, con la diferencia de que tiene dos campos más: *Frecuencia central* (Fo) y *Ancho de banda* (Bw), que solo son utilizados si se aplica la aproximación del filtro *IIR notch*, que es una función de MATLAB que realiza un filtro rechaza banda. Esta subinterfaz tenía como título "Filtro Pasa-Banda" y tampoco le servía el botón *guardar* y este

fue parte del código que se arregló, además del nombre de la gráfica. También se implementó código para que los campos F_o y B_w se habiliten sólo si se elige hacer la aproximación *IIR notch*. En la figura 3.11 se muestra esta subinterfaz.

También al probar estos filtros se determinó que, para hacerlos intuitivos, hacía falta agregar ciertos avisos para el usuario al ir operando la interfaz.

3.6. Avisos de advertencia al usuario

Los avisos que se agregaron se exponen a continuación:

- Si el usuario ingresa una frecuencia de muestreo con parte fraccionaria y el idioma seleccionado es español, la interfaz debe mostrar el mensaje “La frecuencia de muestreo F_s debe ser un número entero”; si el idioma seleccionado es inglés, el mensaje que deberá mostrar será “The sampling frequency F_s must be an integer”.
- Si el usuario ingresa una frecuencia de muestreo negativa y el idioma seleccionado es español, la interfaz debe mostrar el mensaje “La frecuencia de muestreo F_s no puede ser negativa”; si el idioma seleccionado es inglés, el mensaje que deberá mostrar será “The sampling frequency F_s cannot be negative”.
- En los filtros pasa bajas y pasa altas, si el usuario ingresa una frecuencia de corte que es mayor a la mitad de la frecuencia de muestreo y el idioma seleccionado es español, la interfaz debe mostrar el mensaje “La frecuencia de corte F_c no debe sobrepasar la mitad de la frecuencia de muestreo F_s ”; si el idioma seleccionado es inglés, el mensaje que deberá mostrar será “The cutoff frequency F_c must not exceed half the sampling frequency F_s ”.
- En los filtros pasa bajas y pasa altas, si el usuario ingresa una frecuencia de corte que es negativa y el idioma seleccionado es español, la interfaz debe mostrar el mensaje “La frecuencia de corte F_c no puede ser negativa”; si el idioma seleccionado es inglés, el mensaje que deberá mostrar será “The cutoff frequency F_c cannot be negative”.
- Si el usuario ingresa un orden con parte fraccionaria y el idioma seleccionado es español, la interfaz debe mostrar el mensaje “El orden del filtro debe ser un número entero”; si el idioma seleccionado es inglés, el mensaje que mostrará será “The filter order must be an integer number”.

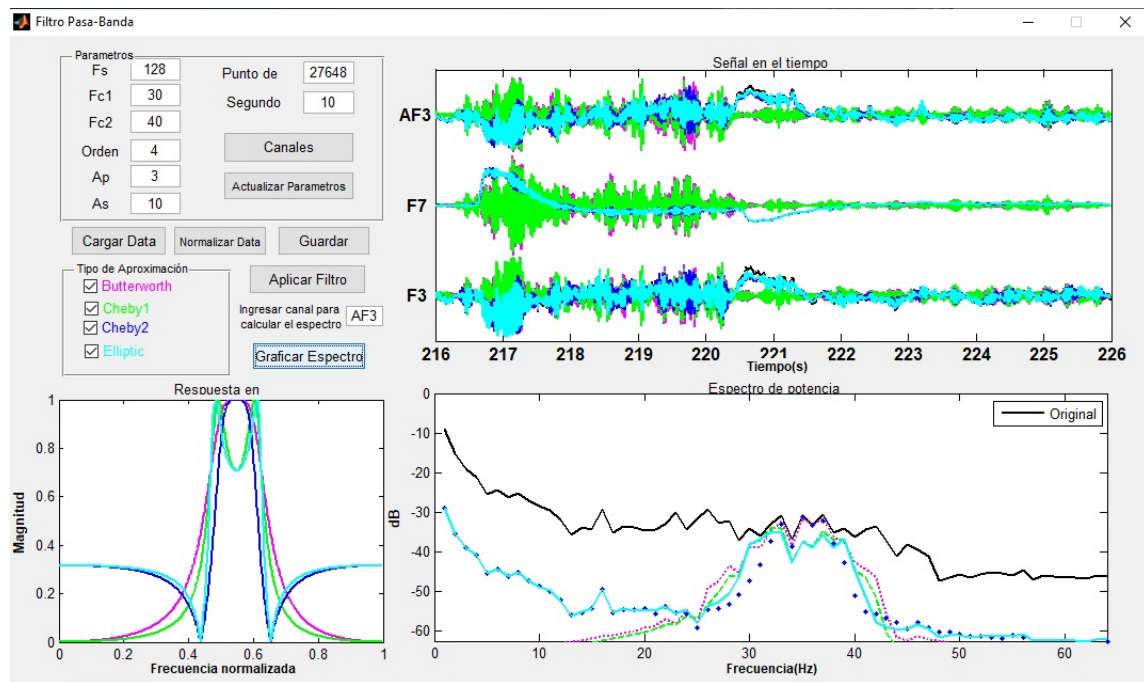


Figura 3.10: Subinterfaz Filtro Pasa-Banda.

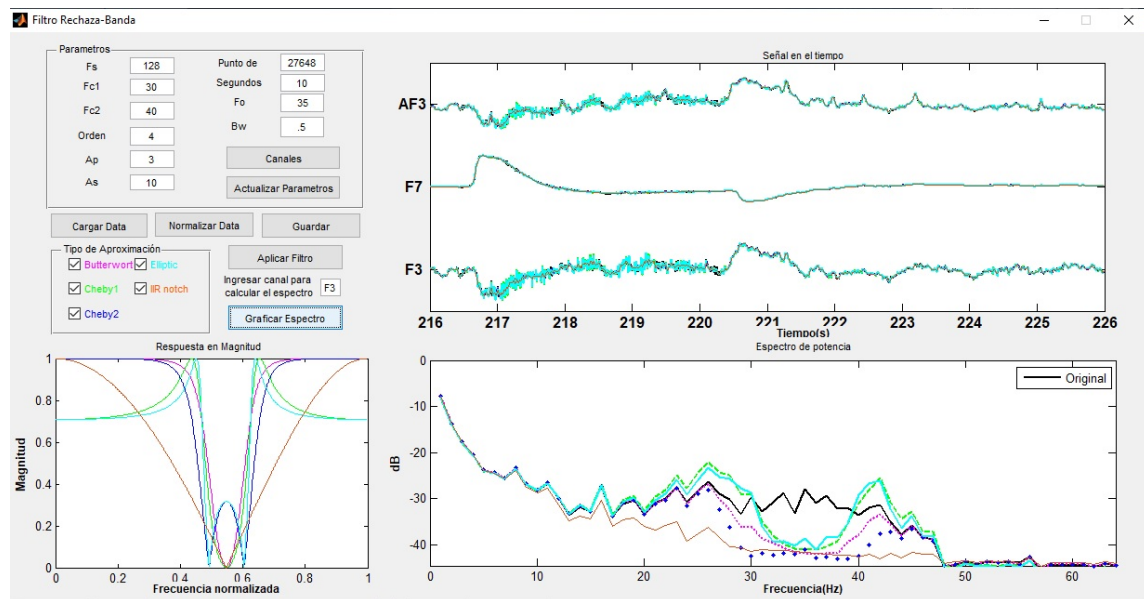


Figura 3.11: Subinterfaz Filtro Rechaza-Banda.

- Si el usuario ingresa un orden negativo y el idioma seleccionado es español, la interfaz debe mostrar el mensaje “El orden del filtro no puede ser negativo”; si el idioma seleccionado es inglés, el mensaje que deberá mostrar será “Filter order cannot be negative”.
- Si el usuario ingresa un valor de rizo en la banda pasante Ap negativo y el idioma seleccionado es español, la interfaz debe mostrar el mensaje “El rizo de la banda pasante no puede ser negativo”; si el idioma seleccionado es inglés, el mensaje que deberá mostrar será “The ripple of the pass-band cannot be negative”.
- Si el usuario ingresa un valor de rizo en la banda eliminada As negativo y el idioma seleccionado es español, la interfaz debe mostrar el mensaje “El rizo de la banda de supresión no puede ser negativo”; si el idioma seleccionado es inglés, el mensaje que deberá mostrar será “The ripple of the suppression band cannot be negative”.
- Si el usuario ingresa un punto de inicio del intervalo de la señal negativo y el idioma seleccionado es español, la interfaz debe mostrar el mensaje “El punto de inicio del intervalo de la señal no puede ser negativo”; si el idioma seleccionado es inglés, el mensaje que deberá mostrar será “The starting point of the signal range cannot be negative”.
- Si el usuario ingresa un número de segundos negativo y el idioma seleccionado es español, la interfaz debe mostrar el mensaje “El número de segundos del intervalo de la señal no puede ser negativo”; si el idioma seleccionado es inglés, el mensaje que deberá mostrar será “The number of seconds of the signal interval cannot be negative”.
- Si el usuario ingresa un intervalo de la señal mayor que el que comprende el archivo EEG y el idioma seleccionado es español, la interfaz debe mostrar el mensaje “La data de este archivo abarca menos tiempo que el intervalo designado”; si el idioma seleccionado es inglés el mensaje que deberá mostrar será “The data in this file spans less time than the designated interval”.
- En los filtros pasa banda y rechaza banda, si el usuario ingresa una frecuencia de corte inferior mayor a la mitad de la frecuencia de muestreo o es mayor que la que ingreso como frecuencia de corte superior y el idioma seleccionado es español la interfaz debe mostrar el mensaje “La frecuencia de corte Fc1 no debe sobrepasar la mitad de la frecuencia de muestreo Fs o la frecuencia superior

Fc2”; si el idioma seleccionado es inglés, el mensaje que deberá mostrar será “The cutoff frequency Fc1 must not exceed half the sampling frequency Fs or the upper cutoff frequency Fc2”.

- En los filtros pasa banda y rechaza banda, si el usuario ingresa una frecuencia de corte inferior negativa; y el idioma seleccionado es español, la interfaz debe mostrar el mensaje “La frecuencia de corte Fc1 no puede ser negativa”; si el idioma seleccionado es inglés, el mensaje que deberá mostrar será “The cutoff frequency Fc1 cannot be negative”.
- En los filtros pasa banda y rechaza banda, si el usuario ingresa una frecuencia de corte superior menor que la que ingreso como frecuencia de corte inferior; y el idioma seleccionado es español, la interfaz debe mostrar el mensaje “La frecuencia de corte superior Fc2 no debe ser menor que la frecuencia de corte inferior Fc1”; si el idioma seleccionado es inglés, el mensaje que deberá mostrar será “The cutoff frequency Fc2 must not be less than the cutoff frequency Fc1”.
- En los filtros pasa banda y rechaza banda, si el usuario ingresa una frecuencia de corte superior mayor que la mitad de la frecuencia de muestreo; y el idioma seleccionado es español, la interfaz debe mostrar el mensaje “La frecuencia de corte Fc2 no debe sobrepasar la mitad de la frecuencia de muestreo Fs”; si el idioma seleccionado es inglés, el mensaje que deberá mostrar será “The cutoff frequency Fc2 must not exceed half the sampling frequency Fs”.
- En los filtros pasa banda y rechaza banda, si el usuario ingresa una frecuencia de corte superior negativa y el idioma seleccionado es español, la interfaz debe mostrar el mensaje “La frecuencia de corte Fc2 no puede ser negativa”; si el idioma seleccionado es inglés, el mensaje que deberá mostrar será “The cutoff frequency Fc2 cannot be negative”.
- En el filtro rechaza banda, si el usuario ingresa una frecuencia central fuera del intervalo que delimitan Fc1 y Fc2 y el idioma seleccionado es español, la interfaz debe mostrar el mensaje “La frecuencia central debe estar dentro del intervalo de Fc1 a Fc2”; si el idioma seleccionado es inglés, el mensaje que mostrara será “The center frequency must be within the range of Fc1 to Fc2”.
- En el filtro rechaza banda, si el usuario ingresa una frecuencia central negativa y el idioma seleccionado es español, la interfaz debe mostrar el mensaje “La frecuencia central del filtro no puede ser negativa”; si el idioma seleccionado es

inglés, el mensaje que deberá mostrar será “The filter center frequency cannot be negative”.

- En el filtro rechaza banda, si el usuario ingresa un ancho de banda negativo o que es mayor o igual a 1 y el idioma seleccionado es español; la interfaz debe mostrar el mensaje “El ancho de banda debe ser expresado proporcionalmente entre 0 y 1”; si el idioma seleccionado es inglés, el mensaje que deberá mostrar será “The bandwidth must be expressed proportionally between 0 and 1”.

En todos los casos anteriores, después de mostrar el aviso y de que el usuario lo acepte dando click en *Ok*, el dato erróneo será eliminado para volver a ser cargado correctamente.

3.7. Subinterfaz *Filtro ICA*

Una vez haciendo las mejoras mencionadas anteriormente a los filtros digitales, se procedió a escribir el código necesario para el correcto funcionamiento de la subinterfaz *Filtro ICA* que se muestra en la figura 3.12 y surge al dar click en el botón *ICA* de la interfaz principal de FIMALOF.

Figura 3.12: Subinterfaz Filtro ICA.

Esta subinterfaz permite utilizar toda la información recabada en sus campos para poder aplicar la función *fastica*, al dar click en el botón *Aplicar ICA*; que es la que genera los componentes independientes y la matriz de mezclas. Los campos *a1*, *a2* y *mu* tienen precargado el valor de 1 por que con ese valor trabaja bien la

función; igualmente el campo de *Epsilon* tiene precargado el valor 0.0001, el campo de *máximo número de iteraciones* 1000 y el campo de *máximo número de precisión* 100; pero el usuario puede cambiarlos.

Al dar click en *Cargar Data*, se muestra el cuadro de diálogo para escoger el archivo de extensión .mat con la estructura que reconoce esta GUI como archivo de señales EEG; para poder usarlo. También, al cargar la matriz de datos EEG, si el intervalo es mayor que el que abarca debe mostrar el mismo aviso que muestran los filtros.

Después de cargar la matriz de datos EEG, se habilitan los botones *Graficar Data*, *Normalizar Data* y *Actualizar Parametros*, además de que aparece el número máximo de ICs en el campo *Número de ICs*.

Al dar click en *Graficar Data*, se grafica el intervalo designado por el usuario de todos los canales del archivo EEG que se cargó.

Al dar click en *Normalizar Data*, se normalizan las señales que se graficaron al dar click en *Graficar Data*; graficándolas también y se habilitará el botón *Guardar*.

En el campo *aproximación* se puede elegir entre defl y Symm.

En el campo *no linealidad* se puede elegir entre las opciones pow, tanh, gauss y skew.

En el campo *ajuste de precisión* se puede elegir entre las opciones pow, tanh, gauss, skew y off.

En el campo *estabilización* se puede elegir entre on y off.

Al dar click en el botón *Aplicar ICA*, se graficarán los componentes independientes de las señales EEG normalizadas. Y después se habilitarán los botones *Seleccionar ICs a remover* y *Graficar Espectro*.

Al dar click en el botón *Graficar Espectro*, se graficarán los espectros de potencia de los componentes independientes.

Al dar click en el botón *Seleccionar ICs a remover*, se mostrara un cuadro de diálogo en el que el usuario pueda elegir mediante *checkbox* los componentes a eliminar y al dar click en *eliminar*, graficará los canales ya reconstruidos con la matriz de mezclas quedando ya filtrados.

Al dar click en el botón *Guardar*, se abrirá un cuadro de diálogo que pregunte al usuario ¿qué quiere guardar? siendo posible seleccionar mediante *checkbox* entre Parámetros, Normalización, Componentes, Data Filtrada y Matriz de mezclas.

El botón *Actualizar parámetros* se puede usar para hacer que surtan efecto los cambios realizados por el usuario en los parámetros y volver a aplicar ICA.

3.7.1. Avisos de advertencia al usuario

Esta subinterfaz tiene los avisos correspondientes a la frecuencia de muestreo, punto de inicio del intervalo y segundos del intervalo que ya fueron implementados en los filtros anteriores pues se agrego el código necesario para que también aparezcan en esta GUI.

- Si el usuario modifica el valor del máximo número de iteraciones y no es un número entero, si el idioma seleccionado es español, la interfaz debe mostrar el aviso “El máximo número de iteraciones debe ser un número entero”; si es inglés debe mostrar el aviso “The maximum number of iterations must be an integer” y después poner el número anterior.
- Si el usuario modifica el valor del máximo número de iteraciones y es un número negativo, si el idioma seleccionado es español, la interfaz debe mostrar el aviso “El máximo número de iteraciones no puede ser negativo”; si es inglés debe mostrar el aviso “The maximum number of iterations cannot be negative” y después poner el número anterior.
- Si el usuario modifica el valor del máximo número de precisión y es un número negativo, si el idioma seleccionado es español, la interfaz debe mostrar el aviso “El máximo número de precisión no puede ser negativo”; si es inglés debe mostrar el aviso “The maximum number of iterations in fine-tuning cannot be negative” y después poner el número anterior.
- Si el usuario modifica el valor del máximo número de precisión y no es un número entero, si el idioma seleccionado es español, la interfaz debe mostrar el aviso “El máximo número de precisión debe ser un número entero”; si es inglés debe mostrar el aviso “The maximum number of iterations in fine-tuning must be an integer” y después poner el número anterior.
- En el campo *Número de ICs* si el usuario ingresa cualquier valor y el idioma seleccionado es español, la interfaz le debe mostrar el aviso “El número de ICs se carga automáticamente al cargar la matriz de datos con su valor máximo y después puede ser modificado por uno menor”; si es inglés debe mostrar el aviso “The number of ICs is loaded automatically when loading the data with its maximum value and then it can be modified by a lower one”.

3.8. Subinterfaz *icalpf*

Una vez funcionando correctamente el filtro ICA, se procedió a escribir el código para el correcto funcionamiento de la subinterfaz *icalpf* que se muestra en la figura 3.13 y surge al dar click en el botón *ICA-LPF* de la interfaz principal de FIMALOF. Esta tiene la misma descripción que la subinterfaz *Filtro ICA*, con la diferencia de que cuenta con un botón más, el cual es el de *Seleccionar componentes a filtrar*.

En esta subinterfaz, el botón *Seleccionar componentes a filtrar*, se debe habilitar después de *Aplicar ICA*, obteniendo los componentes independientes. Al dar click en este botón se debe abrir un cuadro de diálogo en el que el usuario pueda elegir, mediante *checkbox*, los componentes independientes a los cuales les desea aplicar un filtro pasa bajas, con frecuencia de corte de 30 Hz y orden 6. Después, se debe habilitar el botón *Seleccionar ICs a remover* para poder elegir aquellos componentes que aún después de filtrarse aún contengan artefactos y reconstruir las señales ya sin la presencia de contaminación. Así como en la subinterfaz *Filtro ICA*, también se pueden guardar los parámetros elegidos, así como las señales original y filtrada usando el botón de *Guardar*.

Figura 3.13: Subinterfaz *icalpf*.

3.9. Subinterfaz EMD

Después se desarrolló la subinterfaz *EMD* que surge al dar click en el botón *EMD* de la interfaz principal de FIMALOF. El algoritmo descrito en el capítulo 2 se utiliza para poder desarrollar la presente interfaz, teniendo los campos que se muestran en la figura 3.14. Esta subinterfaz, muestra los mismos avisos en los campos de *Frecuencia de muestreo*, *Punto de inicio* y *Segundos* que las interfaces anteriores. El campo *Mínimo número de valores extremos* tiene un valor por defecto de 3; el de *Umbral* de 0.05 y el de *Máximo número de iteraciones* de 20, por que con estos valores funciona correctamente el algoritmo, pero el usuario puede modificarlos dependiendo de la señal que esté procesando.

Figura 3.14: Subinterfaz EMD.

Después de ingresar los parámetros, al dar click en *Cargar Data* se muestra el cuadro de diálogo para escoger un archivo .mat de señales EEG que FIMALOF reconozca. Posteriormente se habilitarán los botones *Graficar Data* y *Normalizar Data*. Al dar click en *Graficar Data*, se graficará el intervalo elegido por el usuario de todos los canales del archivo de señales EEG en una figura fuera de la interfaz. Al dar click en *Normalizar Data*, se grafica el intervalo elegido normalizado. Después, se habilitan los *checkbox*, para seleccionar los canales a los que el usuario desee aplicar la técnica EMD. Al dar click en *Aplicar EMD*, se obtienen y grafican los modos de un canal seleccionado y se preguntará al usuario qué modos desea conservar; posteriormente se graficarán los modos del siguiente canal seleccionado y se preguntará qué modos

desea conservar al usuario y así sucesivamente hasta terminar los canales seleccionados. Al enviar los modos que se desean conservar del último canal, aparecerá una gráfica con los canales que hayan sido filtrados usando EMD junto con los canales que no. Al dar click en *Graficar Espectro* se graficarán los espectros de los modos de cada canal. Al dar click en *Actualizar parámetros* será posible volver a realizar el proceso con los valores actualizados. Por último, al dar click en *Guardar* se mostrará un cuadro de diálogo que permita escoger los parámetros y señales a ser guardadas.

3.9.1. Avisos de advertencia al usuario

En esta subinterfaz, si el usuario comete algún error al operarla se muestran los siguientes avisos.

- Si el usuario ingresa un número fraccionario en el campo *Mínimo número de valores extremos* y el idioma seleccionado es español se mostrará el aviso “El mínimo número de valores extremos debe ser un número entero.”, si es inglés mostrará “The minimum number of extreme values must be an integer number.”
- Si el usuario ingresa un número negativo en el campo *Mínimo número de valores extremos* y el idioma seleccionado es español se mostrará el aviso “El mínimo número de valores extremos no puede ser negativo”, si es inglés mostrará “The minimum number of extreme values cannot be negative”
- Si el usuario ingresa un Umbral negativo y el idioma seleccionado es español se mostrará el aviso “El umbral no puede ser negativo”, si es inglés mostrará “The threshold cannot be negative”.

3.10. Subinterfaz *Funconvfor*

También se desarrolló la subinterfaz *Funconvfor* dentro de FIMALOF, la cual permite la conversión de formatos de .edf (desde el EMOTIV) a .mat, .edf (de otros sistemas de medición) a .mat y .cnt a .mat. Además, está la conversión de .mat a .mat. Esta conversión es en cuanto a estructura para que las señales puedan ser leídas por FIMALOF. Es importante mencionar que hay dos tipos de conversión de .edf a .mat debido a que desde el EMOTIV es posible determinar cuáles son los canales que contienen señales EEG, mientras que de otros sistemas de medición puede haber variaciones. Al hacer click en el botón *Convertir Data* de la interfaz principal, aparecerán las opciones antes mencionadas, tal como se muestra en la figura 3.15.

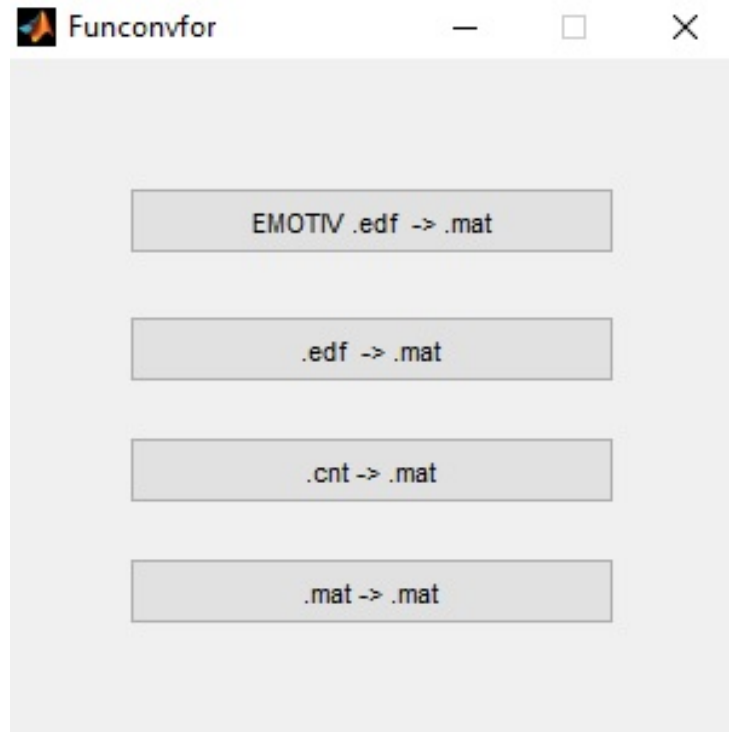
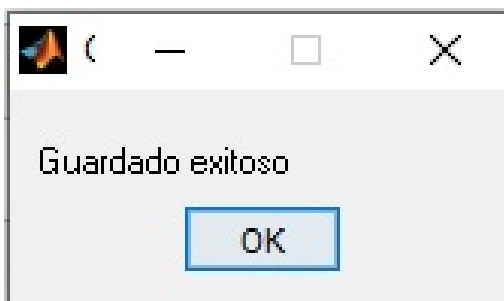


Figura 3.15: Subinterfaz de Funciones de conversión de formatos.

Al dar click, en el botón *EMOTIV .edf* $\rightarrow$ *.mat*, se mostrará una ventana para seleccionar un archivo con extensión *.edf*. Después de escoger el archivo y dar click en *Abrir*, aparecerá una ventana para asignar un nombre y dirección al archivo con extensión *.mat* que se creará. Posteriormente, dando click en *Guardar* generará el archivo y se presentará el aviso de la figura 3.16.

Figura 3.16: Mensaje de creación del archivo *.mat*.

Al dar click en el botón *.edf* $\rightarrow$ *.mat* se dará un proceso parecido al descrito al presionar el botón *EMOTIV .edf* $\rightarrow$ *.mat*; con la diferencia de que al dar click, mostrará un cuadro de diálogo al usuario, como el de la figura 3.17, para preguntarle “¿Cuántos canales EEG tiene la matriz de datos?” e indagar “¿desde qué fila y hasta qué fila de la matriz de datos se encuentran?”.

Figura 3.17: Cuadro de diálogo para preguntar al usuario ¿cuántos canales tiene la matriz de datos? e indagar ¿desde qué fila y hasta qué fila de la matriz de datos se encuentran?.

El usuario debe saber esta información para poder hacer la conversión, y al dar click en *Enviar* debe continuar el proceso del caso anterior. Al dar click en el botón *.cnt* $\rightarrow$ *.mat*, surgirá el cuadro de diálogo de la figura 3.17 para preguntar al usuario “¿Cuántos canales EEG tiene la matriz de datos?” e indagar “¿desde qué fila y hasta qué fila de la matriz de datos se encuentran?”; después de que el usuario indique la información requerida y de click en *Enviar*, aparecerá la ventana para escoger un archivo con extensión *.cnt*, después de que el usuario lo seleccione haciendo click en *Abrir*, aparecerá la ventana para que el usuario le asigne un nombre y una dirección al nuevo archivo, para que al dar click en *Guardar* se genere y aparezca el aviso de la figura 3.16.

Al dar click en el botón *.mat* $\rightarrow$ *.mat*, se mostrara la subinterfaz *Cargar Variable* que se presenta en la figura 3.18. En esta subinterfaz al presionar en *Cargar Datos* aparecerá una ventana para abrir un archivo *.mat* de señales EEG, para poder darle la estructura que reconoce FIMALOF creando uno nuevo, después de que el usuario seleccione un archivo *.mat* y de click en *Abrir*; aparecerán las variables que contiene el archivo enumeradas en el campo *Variables* y el usuario podrá elegir la variable que contiene la matriz de datos EEG escribiendo el número correspondiente en el campo *Elegir variable*; después al presionar en *Enviar* mostrará una ventana para dar un nombre y ubicación al nuevo archivo; finalmente al guardar se generará el nuevo archivo y mostrará el mensaje de la figura 3.16.

Figura 3.18: Subinterfaz Cargar Variable.

3.11. Subinterfaz *Identdefuentes*

Por último, se implementaron los modelos matemáticos para la localización de fuentes en la subinterfaz *Identdefuentes*; dentro de la interfaz principal FIMALOF, como se muestra en la figura 3.19, mediante el botón *Identificación de fuentes*; en la cual es posible generar una medición V (ver ecuación 2.47) que se obtendría sobre el cuero cabelludo, en un instante de tiempo a partir de una fuente correspondiente a un foco epiléptico, obteniendo un EEG sintético que después puede ser filtrado con los filtros de la interfaz.



Figura 3.19: Nueva GUI principal de FIMALOF.

Para poder generar la medición V , es necesario llenar los campos de la subinterfaz *Identdefuentes* que se muestra en la figura 3.20, estos son: *número de términos de la serie de Fourier*, *tamaño del paso para la partición del intervalo*, *centro de la función campana a* , *ancho de la función campana b* , *radio del cerebro $R1$* , *radio del cráneo $R2$* ,

σ_1 , σ_2 y valor del error; después, al dar click en *Generar*, aparece la gráfica de la fuente y de su serie de Fourier, pero también genera la gráfica de la medición exacta producida por la fuente y la medición con error producida por la fuente; ambos producidos mediante la solución del PDE. Después se habilitan los botones *Generar EEG* y *Resolver* y al dar click en *Generar EEG* se genera un EEG sintético a partir de la medición obtenida anteriormente; este EEG sintético, puede ser guardado en una ubicación con un nombre elegido por el usuario y contendrá frecuencias de 3.5 Hz para emular un ataque epiléptico de ausencia, 11 Hz para emular ondas alfa y de 60 Hz emulando el artefacto técnico de la línea de alimentación.

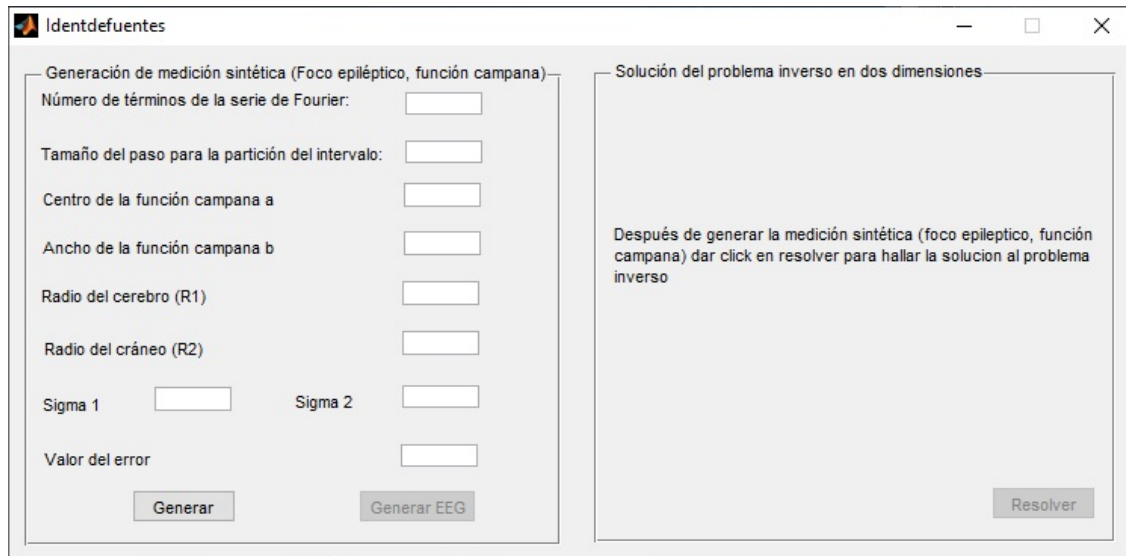


Figura 3.20: Subinterfaz Identdefuentes.

También, en la subinterfaz *Identdefuentes* de la figura 3.20, a partir de la medición V obtenida al dar click en *Generar*, es posible validar el algoritmo para la localización de fuentes resolviendo el PIE, dando click en *Resolver*, comparando en una gráfica la fuente recuperada con la fuente original.

3.11.1. Avisos de advertencia al usuario

En esta subinterfaz, si el usuario comete algún error, se muestran los siguientes avisos:

- Si el usuario ingresa un valor negativo en el campo *Número de términos de la serie de Fourier*, muestra el aviso “El número de términos de la serie de Fourier no puede ser negativo” si el idioma seleccionado es español; si es inglés muestra “The number of terms in the Fourier series cannot be negative”.

- Si el usuario ingresa un valor fraccionario en el campo *Número de términos de la serie de Fourier*, muestra el aviso “El número de términos de la serie de Fourier debe ser un número entero” si el idioma seleccionado es español; si es inglés muestra “The number of terms in the Fourier series must be an integer number”.
- Si el usuario ingresa un valor negativo en el campo del *Tamaño del paso para la partición del intervalo*, muestra el aviso “El tamaño del paso para la partición del intervalo no puede ser negativo” si el idioma seleccionado es español; si es inglés muestra “The step size for the interval partition cannot be negative”.
- Si el usuario ingresa un valor fuera del intervalo de $-\pi$ a π en el campo del *Centro de la función campana*, muestra el aviso “El centro de la función campana debe estar dentro del intervalo de $-\pi$ a π ” si el idioma seleccionado es español; si es inglés muestra “The center of the bell function must be within the interval $-\pi$ to π ”.
- Si el usuario ingresa un valor negativo en el campo del *Radio del cerebro*, muestra el aviso “El radio del cerebro no puede ser negativo” si el idioma seleccionado es español; si es inglés muestra “The radius of the brain cannot be negative”.
- Si el usuario ingresa un valor negativo en el campo del *Radio del cráneo*, muestra el aviso “El radio del cráneo no puede ser negativo” si el idioma seleccionado es español; si es inglés muestra “The radius of the skull cannot be negative”.
- Si el usuario ingresa un valor menor al del radio del cerebro en el campo del *Radio del cráneo*, muestra el aviso “El radio del cráneo no puede ser menor que el del cerebro” si el idioma seleccionado es español; si es inglés muestra “The radius of the skull cannot be smaller than that of the brain”.
- Si el usuario ingresa un valor negativo en el campo de *Sigma 1*, muestra el aviso “La conductividad del cerebro no puede ser negativa” si el idioma seleccionado es español; si es inglés muestra “The conductivity of the brain cannot be negative”.
- Si el usuario ingresa un valor negativo en el campo de *Sigma 2*, muestra el aviso “La conductividad de la cabeza no puede ser negativa” si el idioma seleccionado es español; si es inglés muestra “Head conductivity cannot be negative”.

- Si el usuario ingresa un valor negativo en el campo *Valor del error*, muestra el aviso “El valor del error no puede ser negativo” si el idioma seleccionado es español; si es inglés muestra “The error value cannot be negative”.

En este capítulo, se mostró la estructura de la interfaz principal de FIMALOF incluyendo las subinterfaces o interfaces que la componen; estas son: *filtro pasa-bajas*, *filtro pasa-altas*, *filtro pasa-banda*, *filtro rechaza-banda*, *ICA*, *ICA-LPF*, *EMD*, convertir data (*funconfor*) e identificación de fuentes (*identdefuentes*); también se evidenció el funcionamiento de las subinterfaces *filtro pasa-bajas*, *filtro pasa-altas*, *filtro pasa-banda* y *filtro rechaza-banda* debido a que estas se encontraban parcialmente elaboradas como un trabajo previo. En el capítulo siguiente se muestra la operación de la interfaz FIMALOF mediante su aplicación a señales EEG para lo cual fue diseñada.

Capítulo 4

Resultados

Una vez que se ha evidenciado, en el capítulo anterior, el funcionamiento de los filtros Pasa-Bajas, Pasa-Altas, Pasa-Banda y Rechaza-Banda, este capítulo mostrará los resultados obtenidos en las subinterfaces *Funconvfor*, *Filtro ICA*, *icalpf*, *EMD* e *Identdefuentes*.

4.1. Subinterfaz *Funconvfor*

En la subinterfaz *Funconvfor* se mostrará la transformación de un archivo con extensión .cnt a .mat. Tal y como se describió en el capítulo anterior, al presionar el botón *Convertir Data* de la interfaz principal de FIMALOF, aparece la subinterfaz *Funconvfor* de la figura 3.15 con el botón *.cnt → .mat* que al ser presionado; el cuadro de diálogo de la figura 4.1 aparecerá para preguntar al usuario “¿cuántos canales tiene la matriz de datos?” e indagar “¿desde qué fila y hasta qué fila de la matriz de datos están?”.

Al ingresar la información requerida y dar click en *Enviar* aparece el explorador para poder seleccionar y abrir el archivo con extensión .cnt en el computador. Al seleccionarlo y dar click en *Abrir* aparece la ventana para dar un nombre y dirección al nuevo archivo que tendrá extensión .mat. Una vez introducidos el nombre y dirección del nuevo archivo, se da click en *Guardar*, se genera el archivo .mat y aparece el mensaje “Guardado exitoso”.

4.2. Subinterfaz *Filtro ICA*

A continuación, se demostrará el funcionamiento de la subinterfaz *Filtro ICA* (la cual es usada para eliminar diferentes tipos de artefactos). Para ello, se usarán señales

EEG reales que contienen 14 canales, algunos de los cuales están contaminados con artefactos oculares. En las Figuras 4.2 a la 4.9 se muestra una sucesión de capturas de pantalla con los resultados y partes de esta subinterfaz.

Después de ingresar los parámetros como frecuencia de muestreo (F_s), *Punto de inicio*, *Segundos*, así como los *Parámetros básicos* previamente descritos en el capítulo anterior, y abrir el archivo que contiene la matriz de datos, aparece el aviso “Hecho!” y el número 14 en el campo *Número de ICs*, ya que es el número máximo de componentes independientes a obtener a partir de 14 canales que tiene la matriz de datos EEG cargada. Así mismo, se habilitan los botones *Graficar Data* y *Normalizar Data*. Esto se muestra en la figura 4.2.

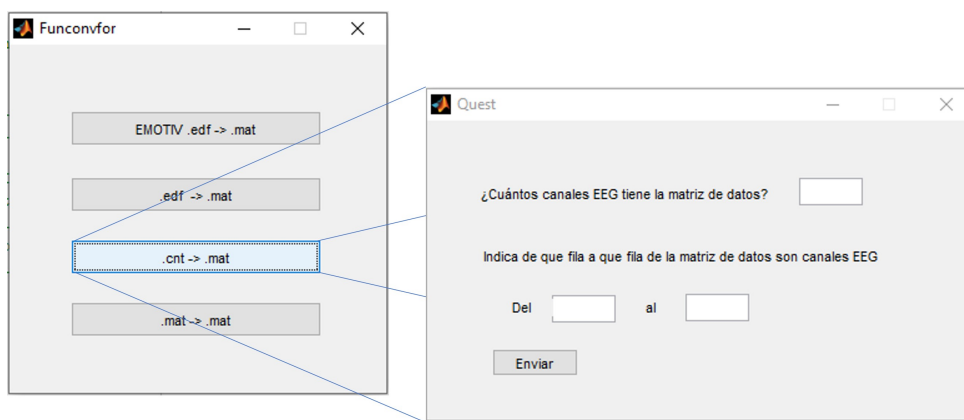


Figura 4.1: Cuadro de diálogo para preguntar ¿cuántos canales tiene la matriz de datos? e indagar ¿desde qué fila y hasta qué fila de la matriz de datos están?, para hacer la conversión de archivo con extensión .cnt.

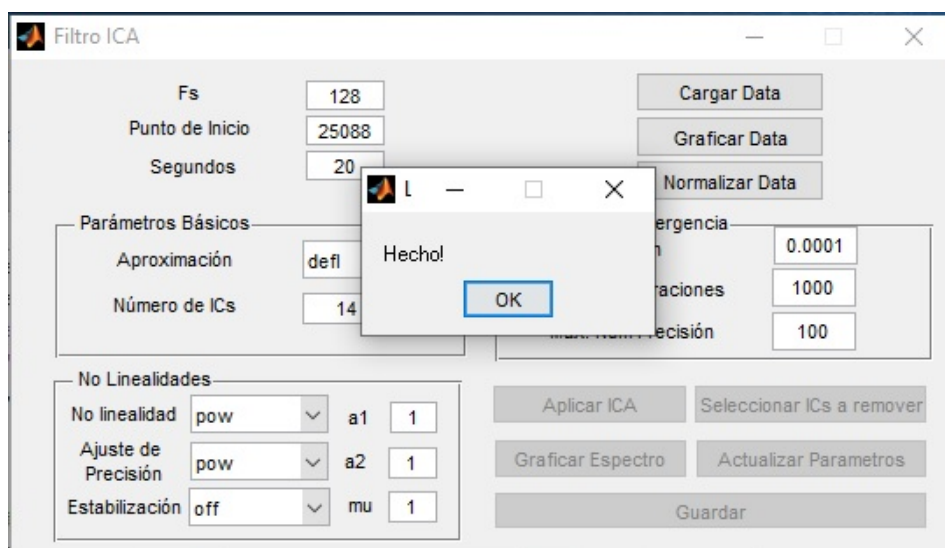


Figura 4.2: Subinterfaz Filtro ICA después de abrir archivo de la matriz de datos mostrando el aviso “Hecho!”.

Después de presionar *Graficar Data*, se abre otra ventana mostrada en la figura 4.3 donde se grafica en color azul el intervalo de 20 segundos a partir de la muestra 25088 de la serie de datos EEG. En esta gráfica ya se pueden observar los artefactos oculares en los primero dos segundos. También al normalizar, se abre otra ventana mostrada en la figura 4.4 donde se grafica el intervalo normalizado en color rojo.

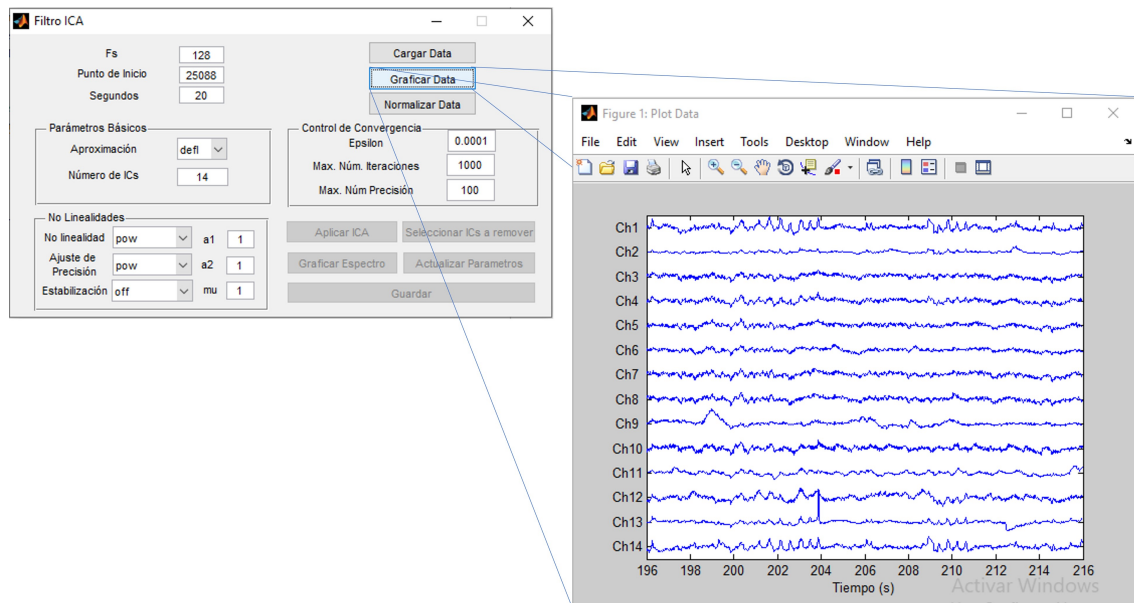


Figura 4.3: Subinterfaz Filtro ICA después de dar click en *Graficar Data* mostrando el intervalo seleccionado de la matriz de datos.

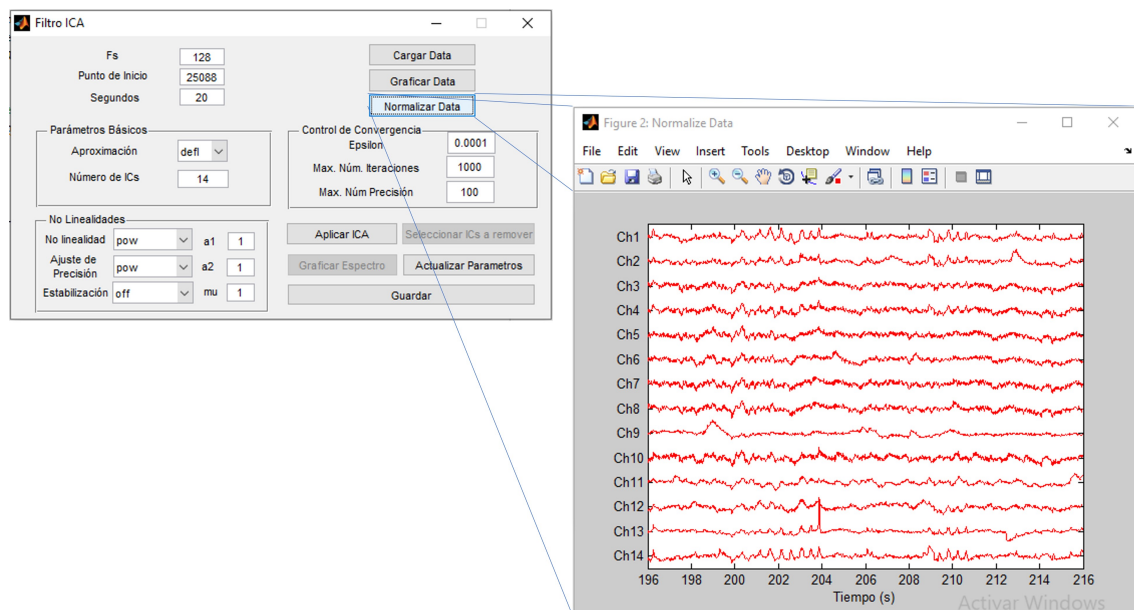


Figura 4.4: Subinterfaz Filtro ICA después de dar click en *Normalizar Data* mostrando el intervalo seleccionado normalizado.

Después de dar click en *Aplicar ICA*, en la figura 4.5 aparece un ejemplo de cómo se muestran los avisos de advertencia en FIMALOF. En este aviso se advierte al usuario que si cambió algún parámetro después de cargar la serie de datos EEG debe presionar *Actualizar parámetros* para que sus cambios surtan efecto.

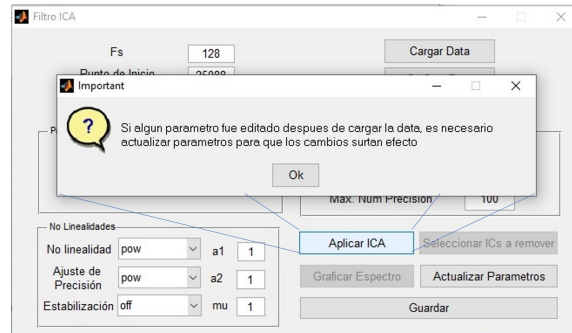


Figura 4.5: Subinterfaz Filtro ICA después de dar click en *Aplicar ICA* mostrando un aviso de advertencia al usuario para un correcto desempeño con la interfaz.

En la figura 4.6, se muestran graficados en color negro los componentes independientes del intervalo elegido. Esta gráfica surge al aceptar el aviso de la figura 4.5. Posteriormente, si se quieren observar los espectros de potencia de los componentes independientes, se puede dar click en el botón *Graficar Espectro*. En la Figura 4.7 se muestran los espectros. Con los componentes graficados en tiempo y en frecuencia, es posible para el usuario decidir cuál de ellos contienen artefactos y así seleccionarlos para poder eliminarlos.

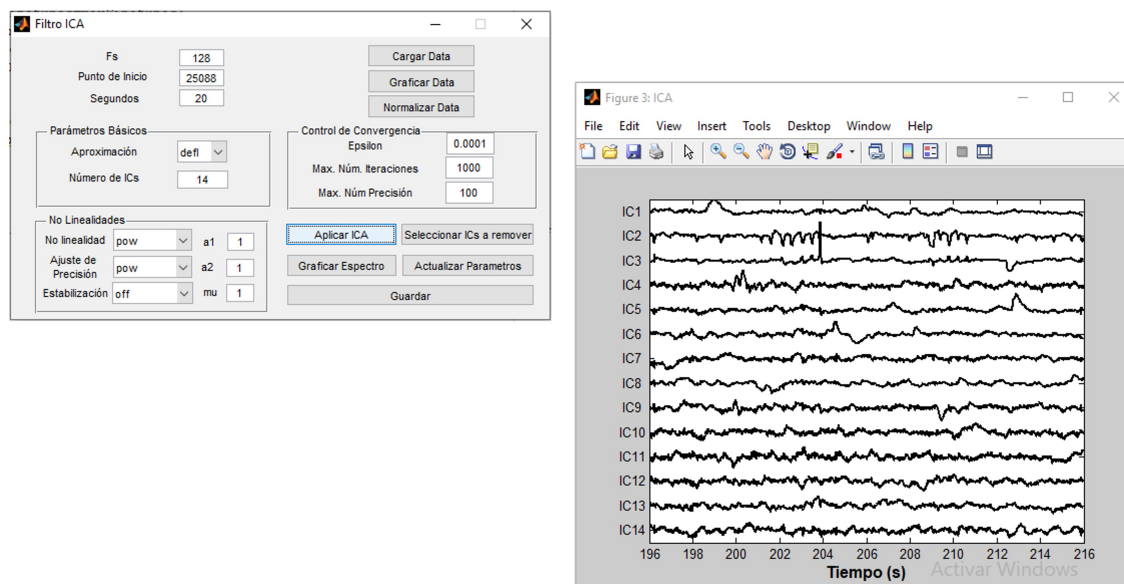


Figura 4.6: Subinterfaz Filtro ICA después de aceptar el mensaje de actualización de parámetros mostrando los componentes independientes obtenidos.

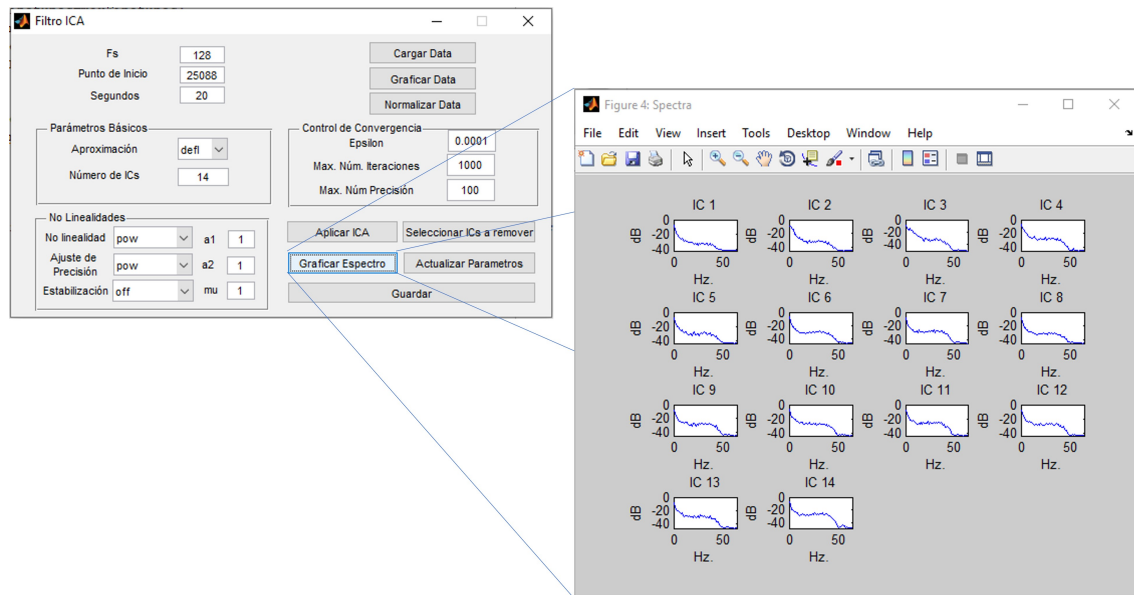


Figura 4.7: Subinterfaz Filtro ICA después de dar click en *Graficar Espectro* mostrando la gráfica del espectro de potencia de cada uno de los componentes independientes.

Al dar click en el botón *Seleccionar ICs a remover* aparece el cuadro de la figura 4.8, donde es posible seleccionar los componentes independientes que se van a eliminar. Para este ejemplo se eligieron los componentes 1, 2, 4 y 5. Finalmente al dar click en *Eliminar*, se abre en otra ventana la señal filtrada normalizada en verde y la original normalizada en azul y como se puede observar en la figura 4.9 se han eliminado en gran parte los artefactos oculares de la señal original.

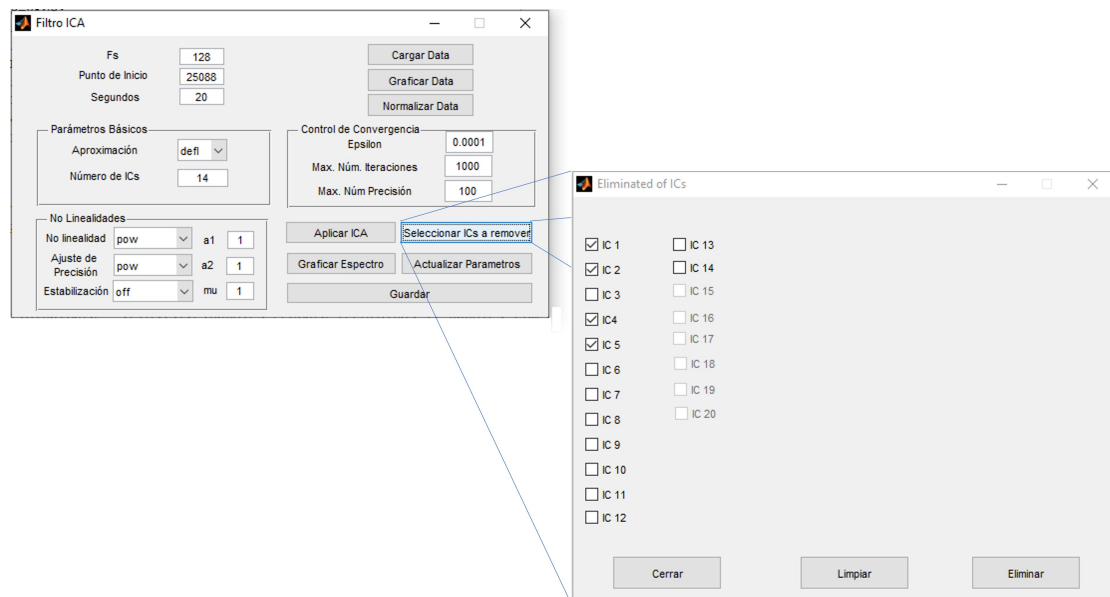


Figura 4.8: Subinterfaz Filtro ICA después de dar click en *Seleccionar ICs a remover* mostrando un cuadro de dialogo para indagar que componentes quiere remover el usuario.

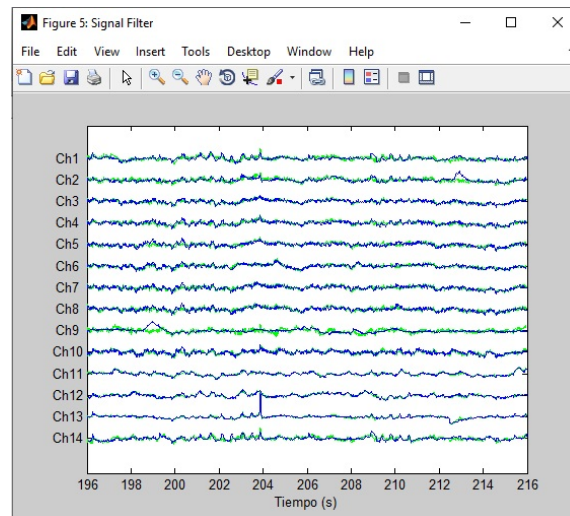


Figura 4.9: Después de dar click en *Eliminar* la subinterfaz Filtro ICA muestra en esta ventana el intervalo original normalizado en color azul y el intervalo filtrado normalizado en color verde.

4.3. Subinterfaz *icalpf*

A continuación, se muestra el funcionamiento de la subinterfaz *icalpf* mediante un ejemplo de señales EEG contaminadas con artefactos musculares. De la figura 4.10 a la 4.18 se muestran los resultados. Después de ingresar los parámetros y abrir el archivo que contiene la matriz de datos, aparece el aviso "Hecho!" y el número 14 en el campo *Número de ICs*; esto se muestra en la figura 4.10.

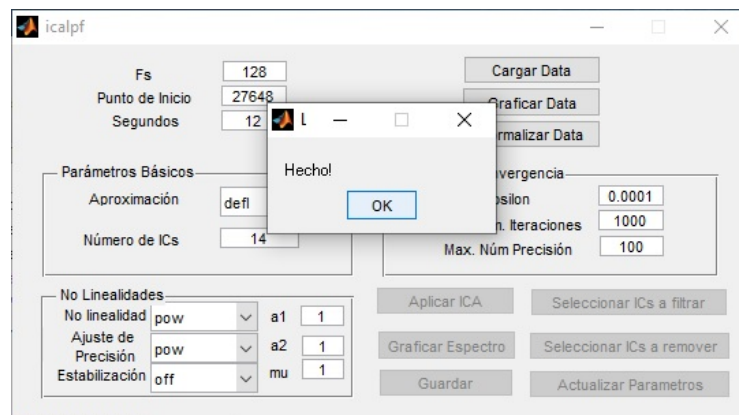


Figura 4.10: Subinterfaz *icalpf* después de dar click en *Cargar Data* abriendo el archivo con la matriz de datos, mostrando el aviso "Hecho!".

Después de presionar *Graficar Data*, se abre otra ventana en la figura 4.11 donde se grafica el intervalo de 12 segundos a partir de la muestra 27648 de la serie de datos EEG que contiene artefactos musculares en los primeros 4 segundos en casi todos los

canales. Así mismo, al normalizar, se abre otra ventana, mostrada en la figura 4.12 donde se grafica el intervalo normalizado.

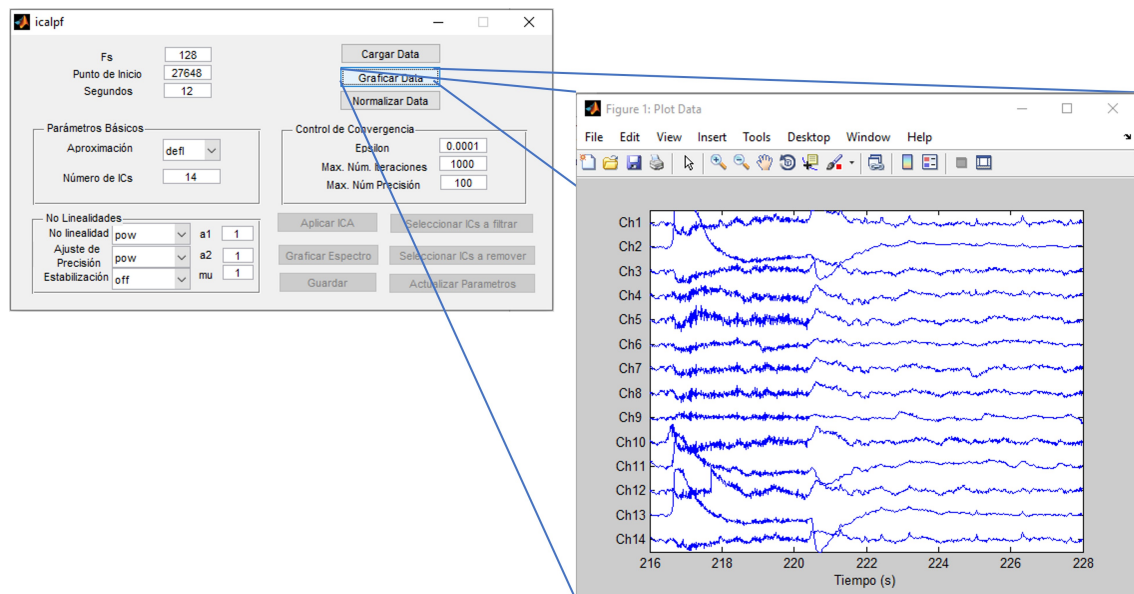


Figura 4.11: Subinterfaz icalpf después de dar click en *Graficar Data* mostrando el intervalo seleccionado.

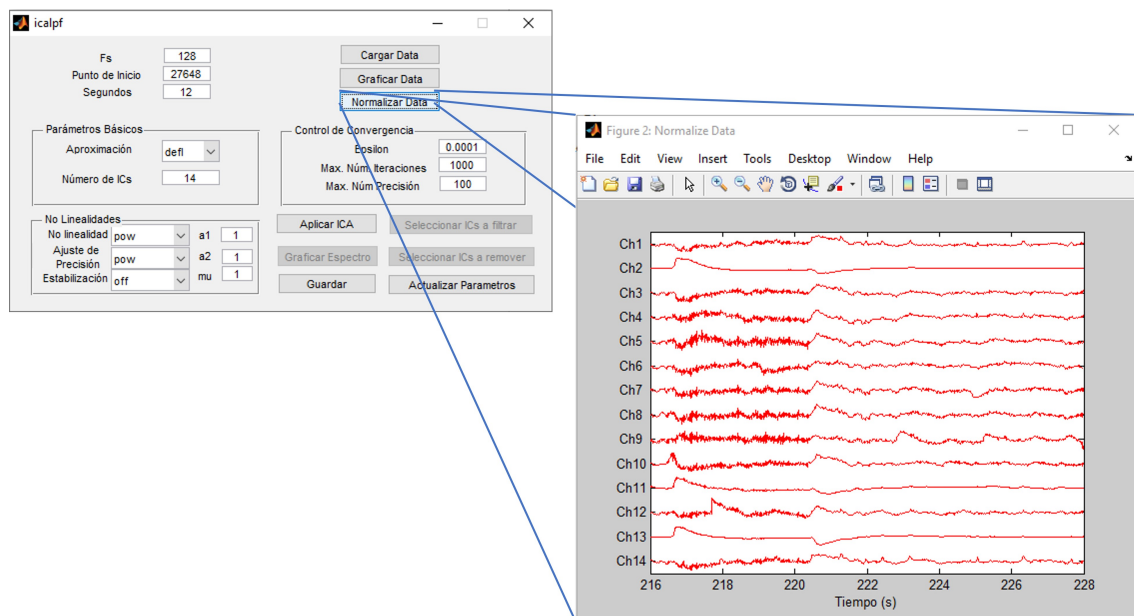


Figura 4.12: Subinterfaz icalpf después de dar click en *Normalizar Data* mostrando el intervalo seleccionado normalizado.

Dando click en el botón *Aplicar ICA*, aparece un aviso como en el caso de la subinterfaz previamente descrita, en donde si el usuario ha modificado algún parámetro después de cargar la serie de datos es necesario presionar *Actualizar parámetros*

para que los cambios surtan efecto. En la figura 4.13 aparecen los componentes independientes, algunos de los cuales contienen artefactos musculares e información fisiológica en el mismo componente. Es por ello que es necesario aplicar un filtro pasa-bajas para poder eliminar de manera más eficiente los artefactos musculares y preservar la señal fisiológica. Al dar click en el botón *Seleccionar ICs a filtrar* aparece el cuadro de la figura 4.14 donde se eligen los que se desean filtrar con el filtro pasa bajas.

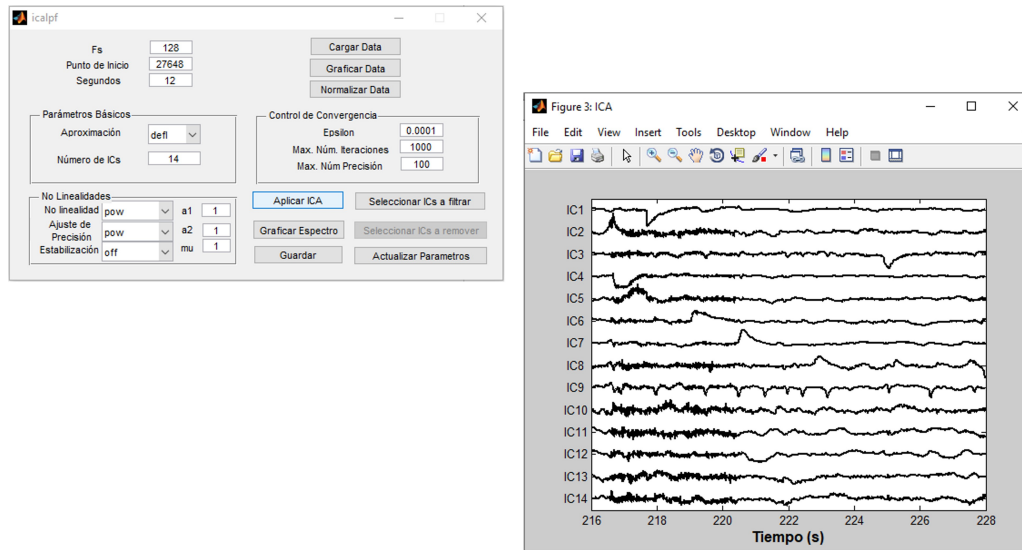


Figura 4.13: Subinterfaz icalpf después de aceptar el mensaje de actualización de parámetros mostrando los componentes independientes obtenidos.

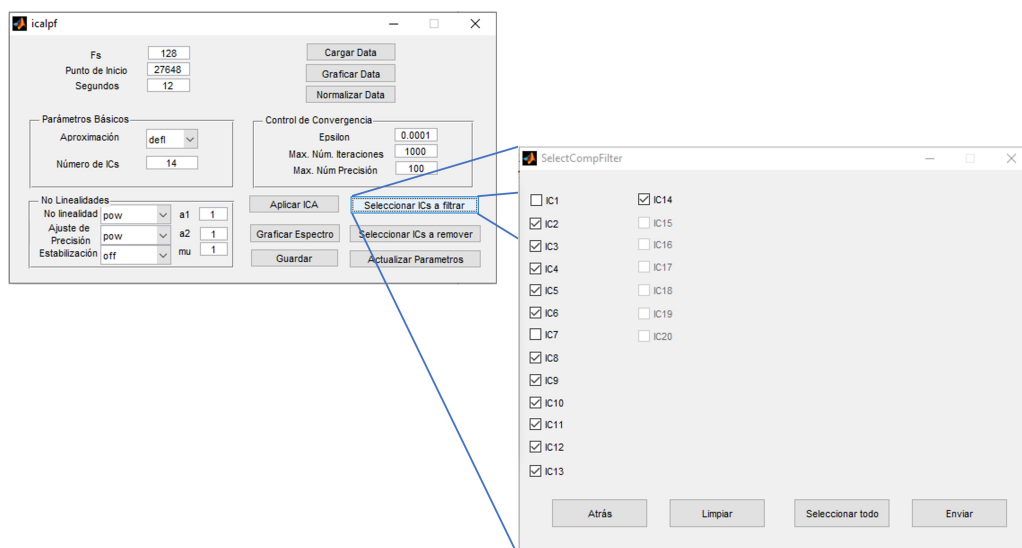


Figura 4.14: Subinterfaz icalpf después de dar click en *Seleccionar componentes a filtrar* mostrando un cuadro de dialogo para seleccionar los componentes a filtrar.

Después de haber elegido los componentes a filtrar, se muestran en otra ventana los componentes seleccionados ya filtrados junto con los componentes que no fueron filtrados. Cabe mencionar que el filtro utilizado ya está predefinido dentro del código, el cual es un filtro pasa-bajas de frecuencia de corte de 30 Hz y orden 6. En la Figura 4.15 se muestran los componentes filtrados, así como los que no se eligieron para ser filtrados. Para poder elegir los que aun tienen artefactos también se grafican los espectros de potencia de cada uno al presionar el botón *Graficar Espectro* los cuales se pueden observar en otra ventana, mostrados en la figura 4.16.

En la figura 4.17, después de dar click en *Seleccionar ICs a remover*, se seleccionan los componentes independientes que se desean eliminar en otra ventana mediante *checkbox*. Para este ejemplo, se seleccionan los componentes 2, 5, 9, 10, 11 y 13 y son elegidos en base a que observando cada componente y su espectro de potencia, estos son los que tienen más artefacto muscular.

Finalmente, después de elegir los componentes a filtrar, se muestran las señales originales y filtradas (azul y verde, respectivamente), tal como se observa en la figura 4.18.

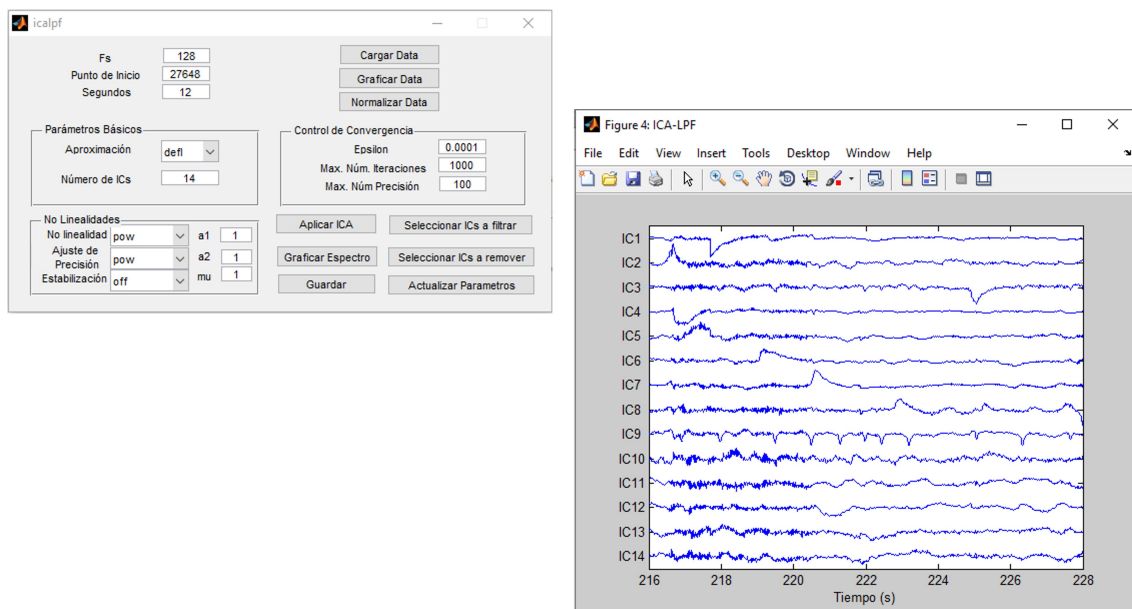


Figura 4.15: Subinterfaz icalpf después de dar click en *Enviar* mostrando los componentes filtrados junto con los componentes que no se han filtrado por no ser seleccionados para ello.

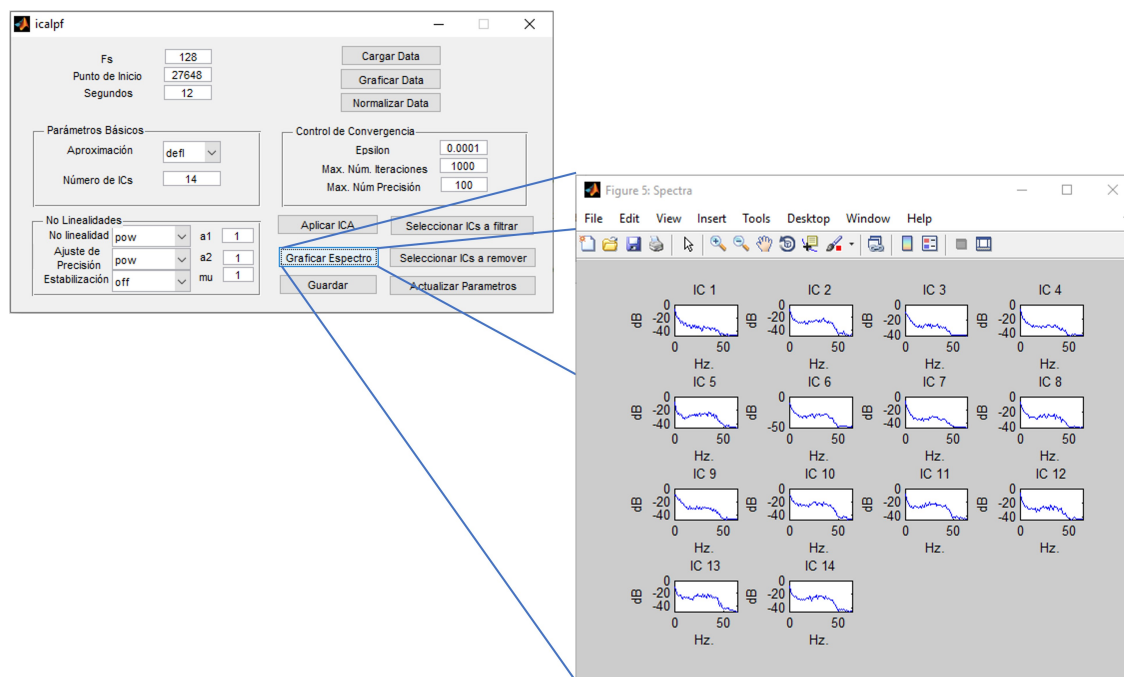


Figura 4.16: Subinterfaz icalpf después de dar click en *Graficar espectro* mostrando la gráfica del espectro de potencia de cada uno de los componentes independientes.

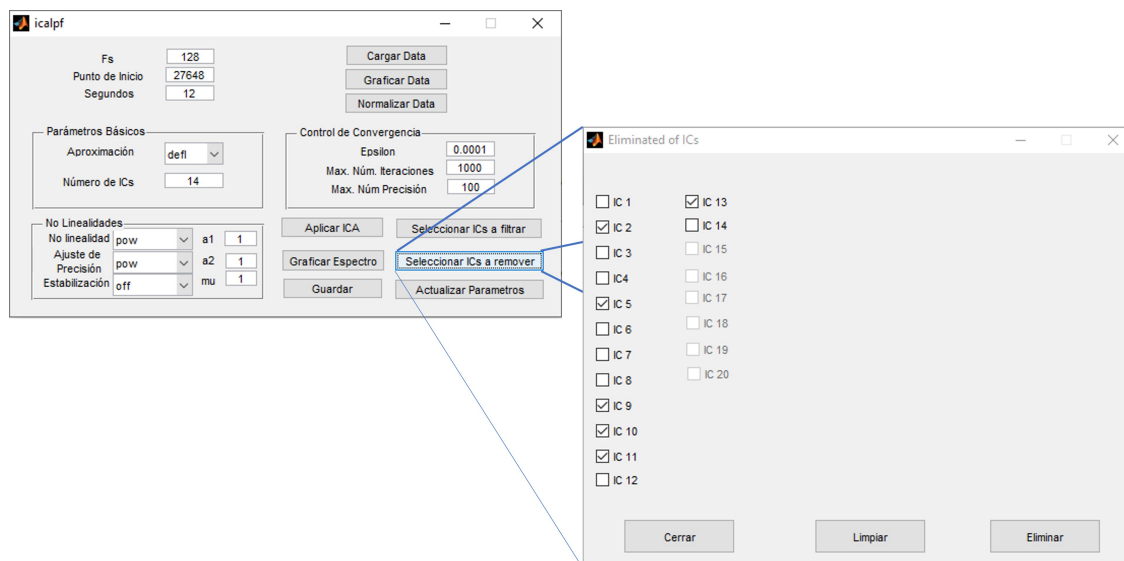


Figura 4.17: Subinterfaz icalpf después de seleccionar ICs a remover mostrando un cuadro de dialogo para indagar que componentes desea remover el usuario.

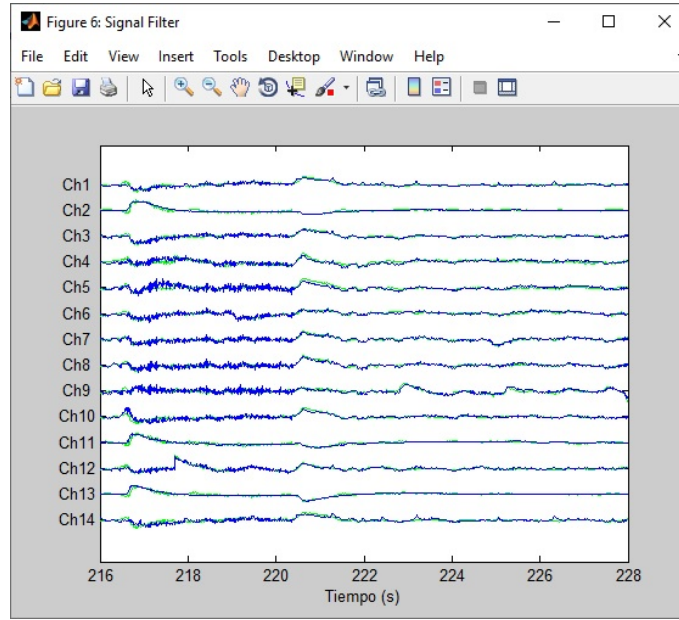


Figura 4.18: La subinterfaz icalpf después de dar click en *Eliminar muestra* en esta otra ventana el intervalo original normalizado en azul y el intervalo filtrado en verde.

4.4. Subinterfaz EMD

A continuación se muestra el funcionamiento de la subinterfaz *EMD* aplicándola para eliminar artefactos musculares a los canales 5 y 10 únicamente (a manera de ejemplo) de una matriz de datos EEG de 14 canales. Los resultados se muestran en las figuras 4.19-4.27.

En la figura 4.19, se muestran los parámetros necesarios para el funcionamiento del algoritmo EMD ya ingresados y la serie de datos EEG previamente cargada, obteniendo el aviso “Hecho!”. Posteriormente, al dar click en el botón *Graficar Data* aparece en otra ventana la gráfica del intervalo de 12 segundos seleccionado, que comienza en la muestra 27648 y contiene artefactos musculares en los primeros 4 segundos, tal como se observa en la figura 4.20.

Al dar click en el botón *Normalizar Data* aparece en otra ventana la gráfica del intervalo de la serie de datos EEG normalizado (figura 4.21). Posteriormente se eligen los canales 5 y 10 para aplicarles el filtrado mediante la técnica EMD. Esto se hace mediante los *checkbox* que están en el cuadro *Seleccionar canales* dentro de esta subinterfaz, tal como se observa en la figura 4.22.

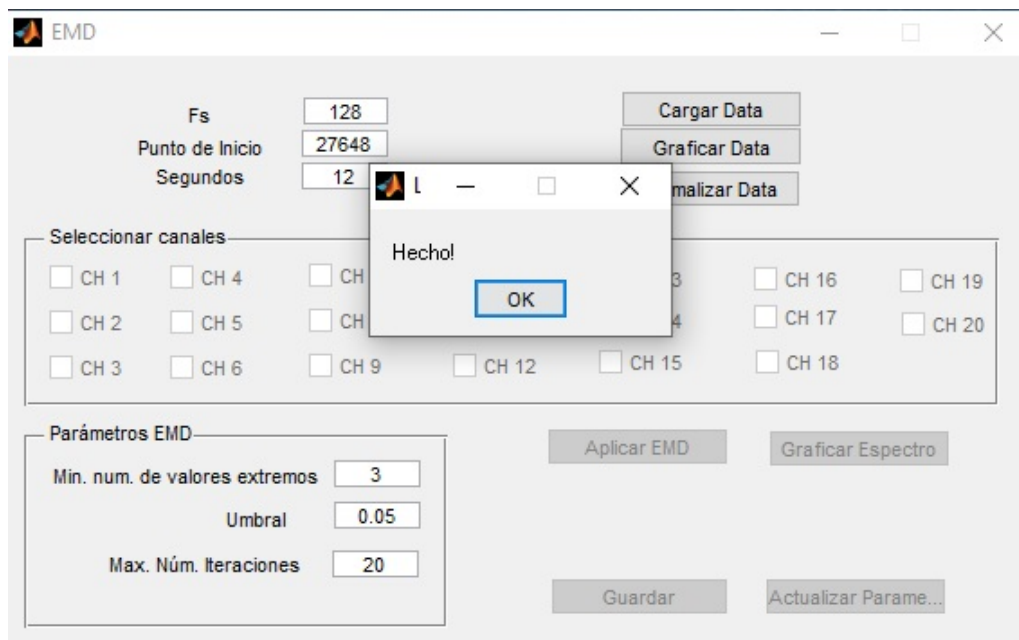


Figura 4.19: Subinterfaz EMD después de cargar la serie de datos EEG mostrando el aviso “Hecho!”.

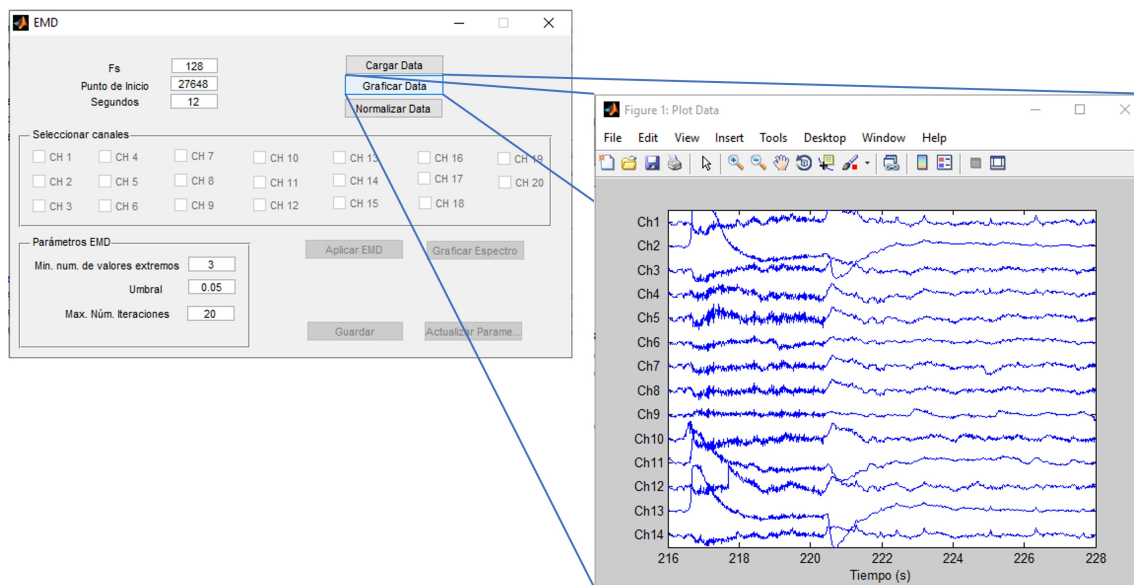


Figura 4.20: Subinterfaz EMD después de dar click en *Graficar Data* mostrando el intervalo seleccionado.

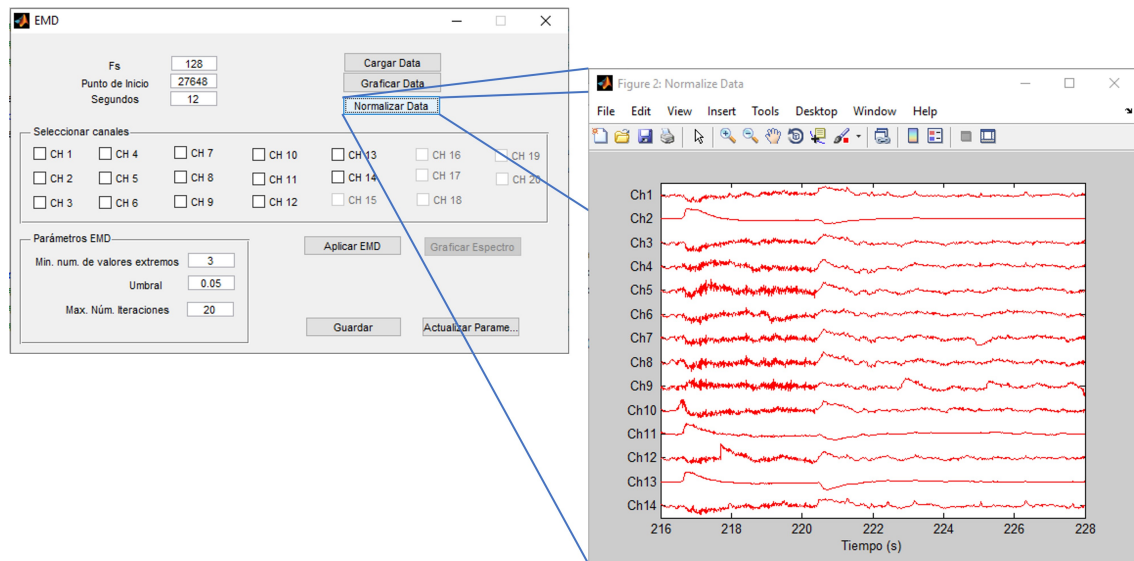


Figura 4.21: Subinterfaz EMD después de dar click en *Normalizar Data* mostrando el intervalo seleccionado normalizado.

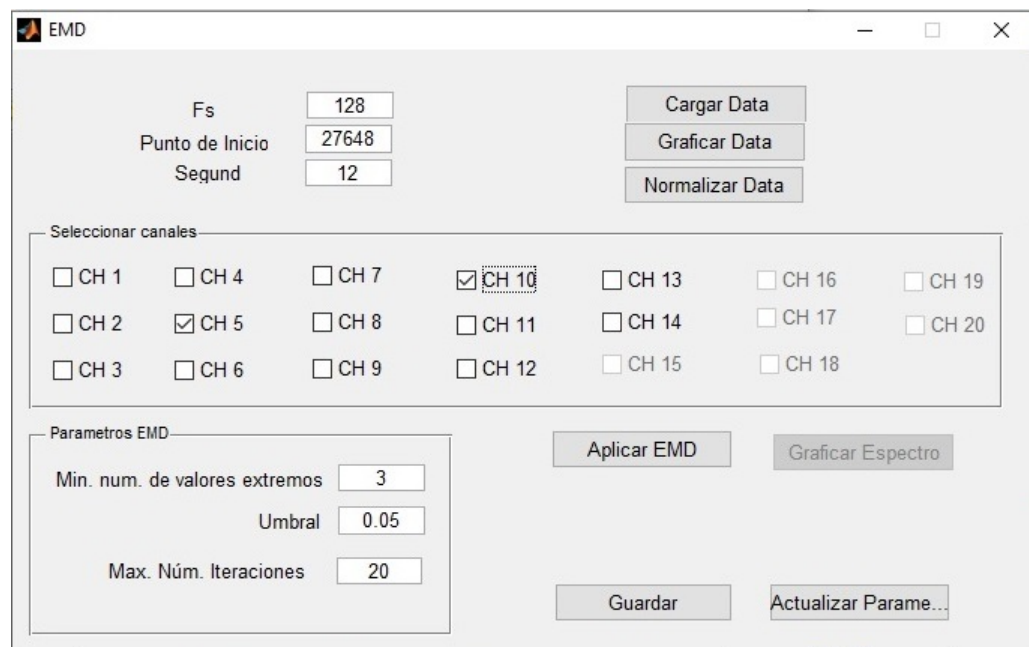


Figura 4.22: Subinterfaz EMD con canales a filtrar seleccionados.

Se aplica EMD a los canales seleccionados al presionar el botón *Aplicar EMD*, mostrándose primero un aviso de que si algún parámetro fue editado después de cargar la matriz de datos es necesario actualizar parámetros para que los cambios surtan efecto. Posteriormente, aparecen los modos del canal 5 en otra ventana, (figura 4.23), y después aparece otra ventana (figura 4.24) donde el usuario puede elegir los

modos que desea conservar, escogiéndolos que no tienen artefactos. Al dar click en *Enviar*, en otra ventana ahora se grafican los modos del canal 10. Inmediatamente después aparece nuevamente el cuadro de la figura 4.24 para elegir los que se desean conservar.

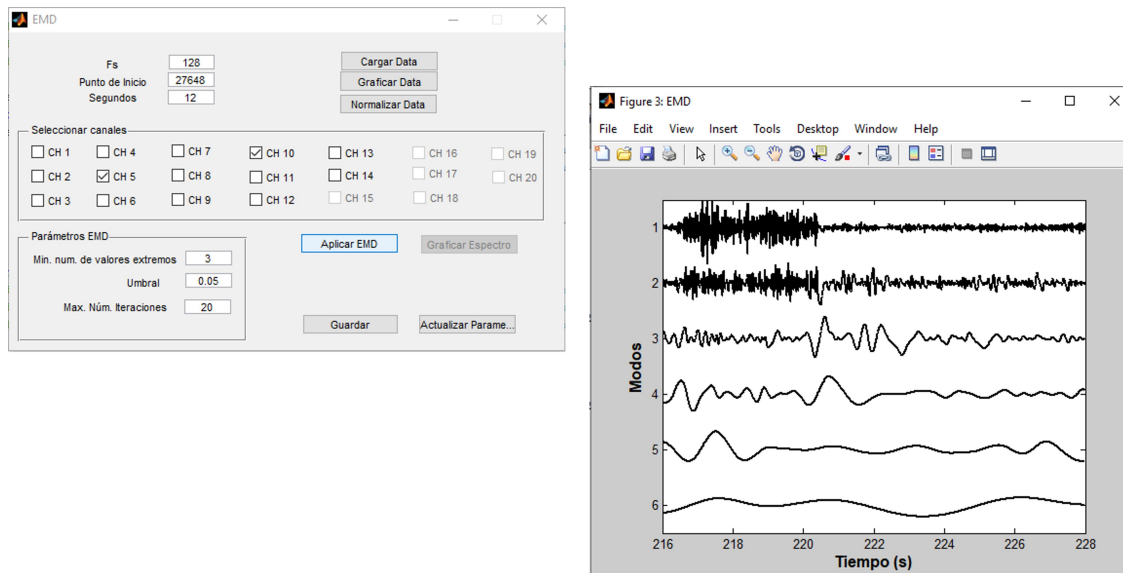


Figura 4.23: Subinterfaz EMD después de aceptar el mensaje de actualización de parámetros mostrando los modos de la señal del canal seleccionado.

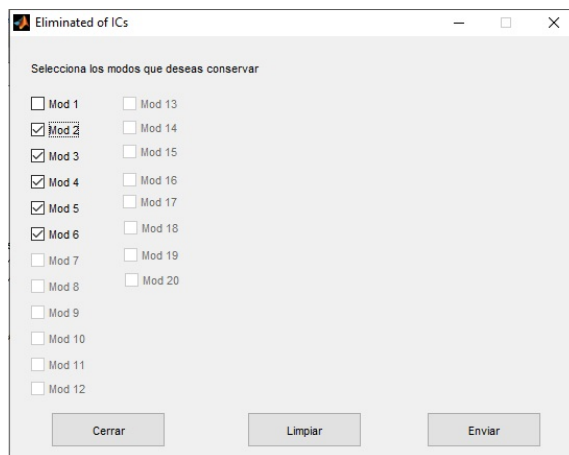


Figura 4.24: Cuadro de dialogo de la Subinterfaz EMD donde se eligen los modos que se desean conservar.

Al dar click en *Enviar*, aparecen todos los canales de la serie de datos EEG, tanto los filtrados como los que no se filtraron. En este ejemplo los canales 5 y 10 fueron filtrados y se puede observar un suavizamiento en las señales mostradas en la figura 4.25. En la misma figura se observan parte de los modos en color negro y parte de

los canales en color azul, como van quedando al trabajar con la interfaz. En la figura 4.26 los canales filtrados aparecen en el lado derecho de la serie de datos original normalizada (lado izquierdo) para poder hacer la comparación. Se puede notar que, efectivamente, la interfaz EMD funciona adecuadamente al filtrar, en este caso, los canales 5 y 10.

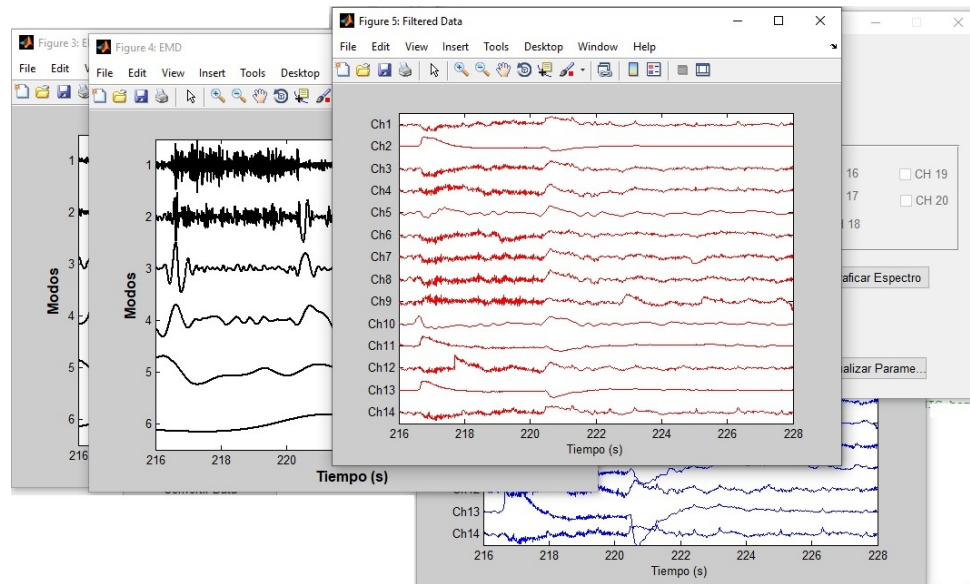


Figura 4.25: Subinterfaz EMD después de dar click en *Enviar* mostrando en otra ventana los canales filtrados junto con los que no se filtraron en color rojo.

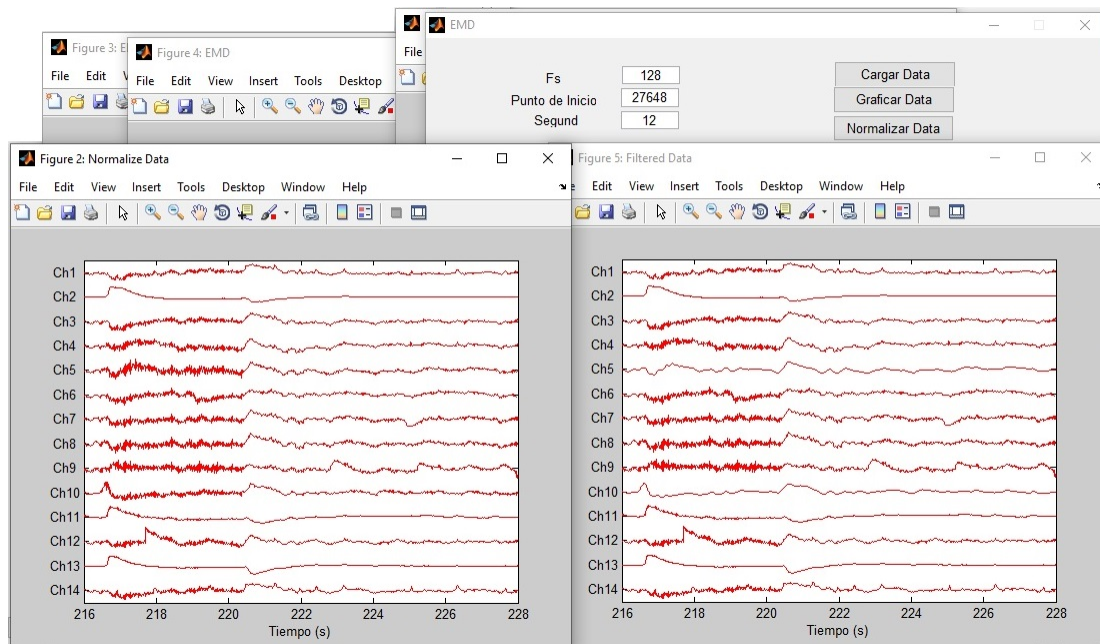


Figura 4.26: Subinterfaz EMD mostrando el intervalo original normalizado a la izquierda del intervalo con los canales 5 y 10 filtrados.

Por último, al dar click en *Graficar espectro* aparece otra ventana en la que están graficados los espectros de potencia de cada canal después del filtrado para su cotejo, tal como se muestra en la figura 4.27.

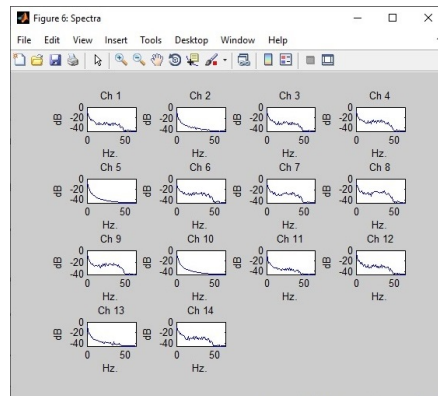


Figura 4.27: En esta ventana la subinterfaz EMD después de dar click en *Graficar Espectro* esta mostrando la gráfica del espectro de potencia de cada canal después del filtrado.

4.5. Subinterfaz *Identdefuentes*

A continuación, se muestra el funcionamiento de la subinterfaz *Identdefuentes* para generar una medición V en un instante de tiempo para poder generar un EEG sintético que después será filtrado con el filtro pasa bajas de la interfaz principal FIMALOF y por último se utilizará para resolver el problema inverso siendo posible validar el algoritmo de localización de fuentes comparando la gráfica de la fuente recuperada con la de la fuente original.

Primero se ingresan los parámetros para la generación de la medición sintética correspondiente a un foco epiléptico como se muestra en la figura 4.28.

Figura 4.28: Subinterfaz *Identdefuentes* con parámetros ingresados.

Después de dar click en *Generar*, aparece en otra ventana, la gráfica de la fuente y la serie de Fourier de la fuente, junto con la de la medición exacta y con error que generaría sobre el cuero cabelludo, en otra ventana, como se muestra en las figuras 4.29 y 4.30.

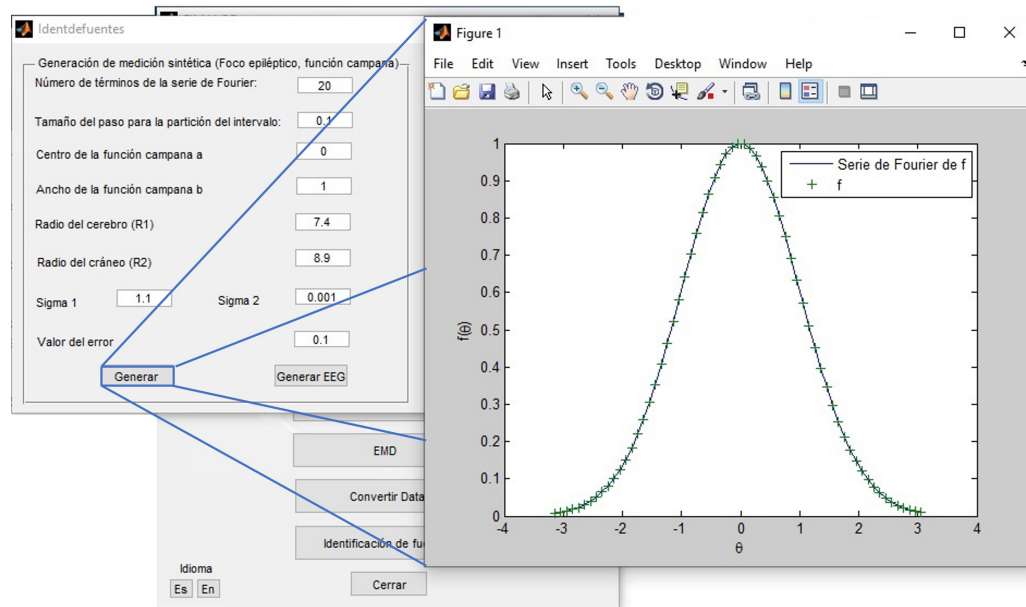


Figura 4.29: Subinterfaz Identdefuentes con la gráfica que representa a f y la serie de Fourier de f producida al dar click en *Generar*.

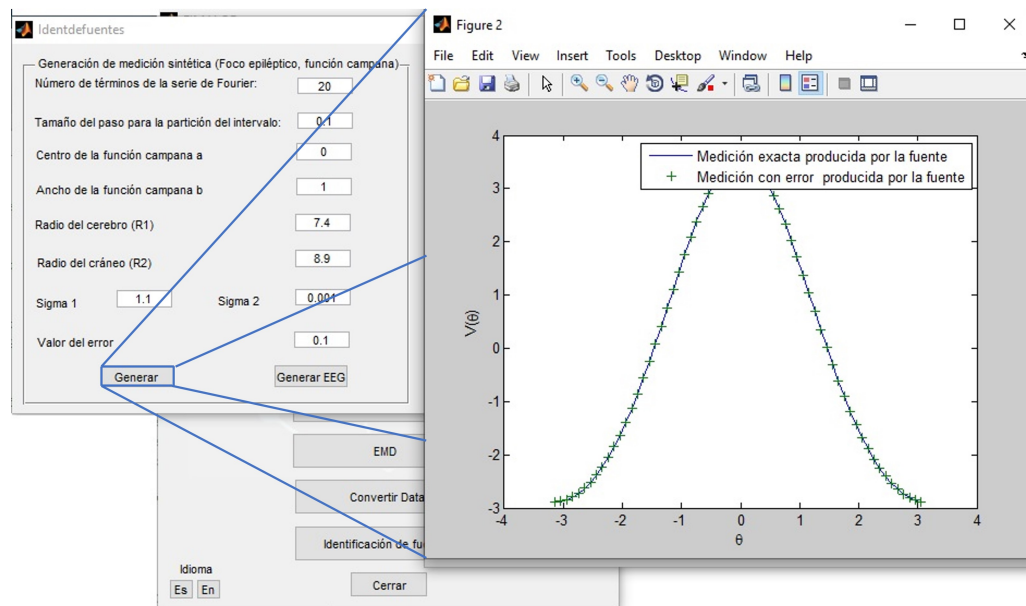


Figura 4.30: Subinterfaz Identdefuentes con la gráfica de la medición exacta producida por la fuente y la medición con error que genera producida al dar click en *Generar*.

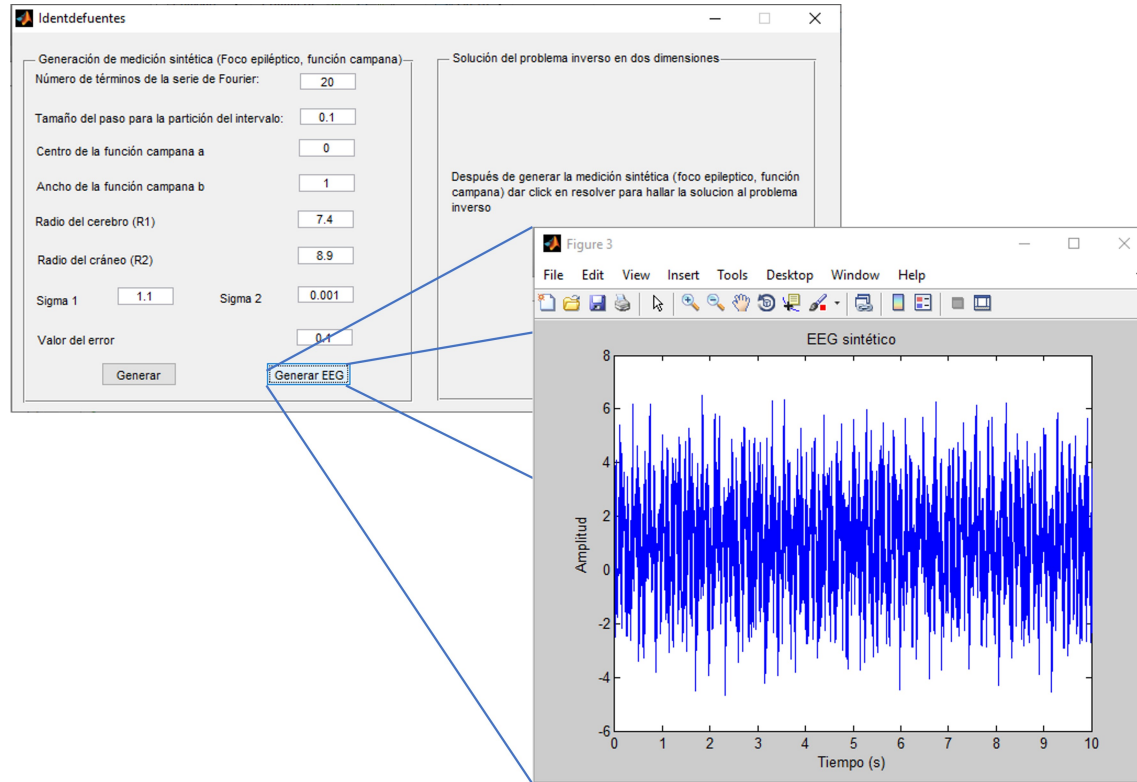


Figura 4.31: Subinterfaz Identdefuentes generando un EEG sintético.

Al dar click en *Generar EEG*, se genera un EEG sintético que el usuario puede visualizar, tal como se aprecia en la figura 4.31 y después se guarda mediante la pantalla que aparece automáticamente. Este es guardado en formato .mat y de esta manera es posible aplicar, por ejemplo, la interfaz del filtro pasa bajas para eliminar el ruido y el artefacto técnico de la línea de alimentación, como se muestra en la figura 4.32. Para este ejemplo se usó un filtro pasa-bajas de tipo Butterworth, con una frecuencia de corte de 30 Hz y un orden de 4.

En la figura 4.32, se pueden observar picos en las frecuencias de 3.5 Hz, 11 Hz y 60 Hz, con las cuales se generó la señal sintética. Usando el filtro Butterworth se atenúan las frecuencias superiores a 30 Hz.

Finalmente, la subinterfaz Identdefuentes, a partir de la medición con error obtenida, al dar click en el botón *Resolver* aplica la solución al problema inverso electroencefalográfico y obtiene la gráfica de la figura 4.33 donde es posible observar que la fuente recuperada es muy parecida a la original validando el algoritmo de localización de fuentes utilizado.

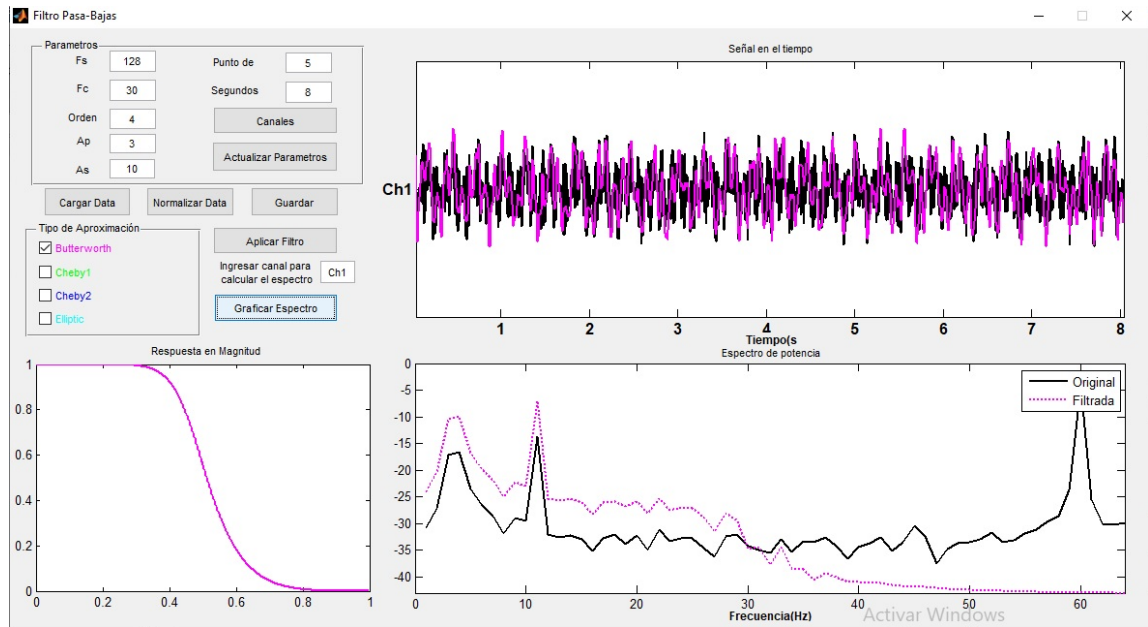


Figura 4.32: Subinterfaz del filtro pasa bajas filtrando el EEG sintético.

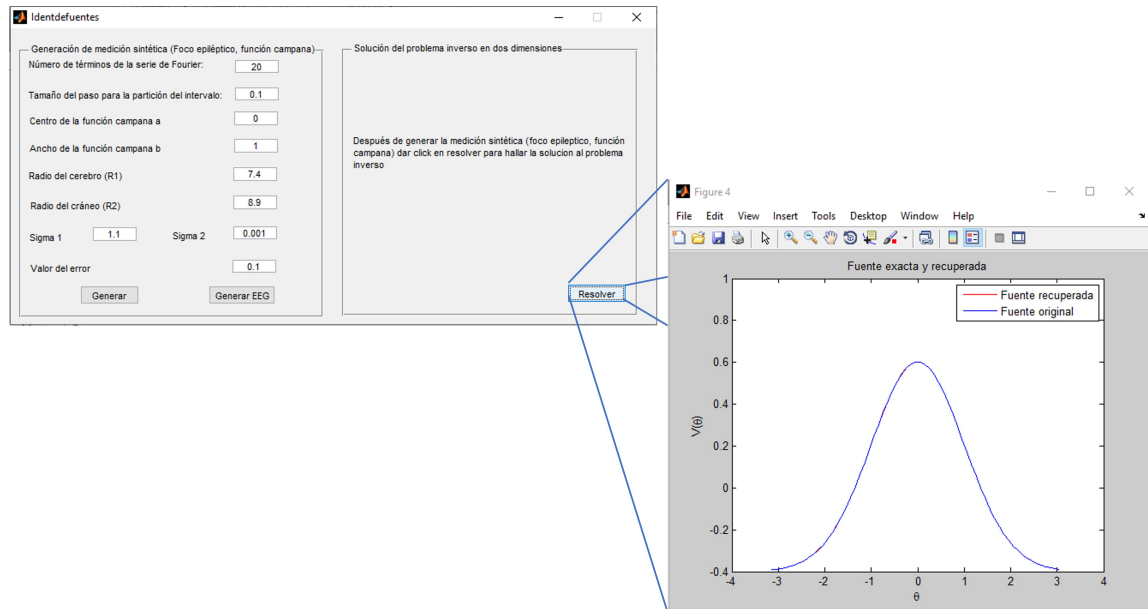


Figura 4.33: Gráfica resultante de resolver el PIE con la subinterfaz Identdefuentes.

Conclusiones

Una vez que se ha desarrollado y concluido el proyecto de tesis, se llega a las siguientes conclusiones:

- Aunque a simple vista podría parecer que mejorar la interfaz gráfica de usuario FIMALOF era un trabajo sencillo, el hecho de revisar y entender toda la teoría sobre la señales EEG, su tratamiento, significado, procesamiento y resultados; la creación de nuevas funciones que se convirtieron en la fortaleza principal del trabajo, así como todos los detalles de la implementación de una GUI que fuera realmente útil para los expertos en el área, requirió de esfuerzo y dedicación, así como de profundizar en temas multidisciplinarios.
- Esta interfaz gráfica de usuario, tiene implementada una función de conversión de formatos de archivos en que pueden estar contenidos los registros EEG (EMOTIV .edf, .edf, .cnt y .mat) al formato que reconoce esta (.mat) siendo dotada de versatilidad.
- Durante el proceso de creación de una GUI, esta se debe ir probando, para encontrar posibles fallas y aún así es posible que aparezcan, es por esto que se dan varias versiones antes de lograr la perfección.
- FIMALOF ha sido robustecida, primero mejorando los filtros pasa bajas, pasa altas, pasa banda y banda eliminada en cuanto a su funcionamiento como GUI.
- Esta GUI se desarrollo satisfactoriamente en MATLAB para procesar filtrado de señales EEG, agregando las técnicas de filtrado ICA, ICA con filtro pasa bajas y EMD, observando que la técnica EMD es muy efectiva para filtrar una señal.

- Por otro lado, también se implementó el modelo matemático de localización de fuentes, que permite generar y recuperar señales para las que se tiene control, lo cual permite validar, mediante un EEG sintético la capacidad que tiene esta GUI para filtrarlo.
- Todo lo anterior da la oportunidad a esta interfaz gráfica de usuario de desempeñarse como una herramienta potente y de uso académico; pues el usuario puede tener la seguridad de estar desempeñándose correctamente al usarla gracias a sus mensajes de advertencia; que están implementados en los idiomas español e inglés junto con la interfaz en general; y esto último es lo que la hace intuitiva, amigable y de fácil manejo.
- Para los propósitos de esta tesis, MATLAB se desempeñó como una herramienta adecuada y versátil obteniendo resultados satisfactorios.

Bibliografía

- [1] S. Sanei and J. A. Chambers, *EEG Signal Processing*. John Wiley and Sons, Ltd, 2007. pp. 1-4, 197.
- [2] M. A. P. Mark F. Bear, Barry W. Connors, *Neuroscience Exploring the brain*. Wolters Kluwer Health, fourth ed., 2016. pp. 110-114.
- [3] U. d. V. Mètode, “Actividad eléctrica cerebral ¿un lenguaje por descifrar?.” Octubre de 2002, [En línea]. Disponible: <https://metode.es/revistas-metode/monograficos/actividad-electrica-cerebral-un-lenguaje-por-descifrar.html>.
- [4] G. R. A. B. D. F. M. Komarova, “Natural image reconstruction from brain waves: a novel visual bci system with native feedback,” *bioRxiv*, p. 1–15, octubre 2019. [En línea]Disponible: <https://doi.org/10.1101/787101>.
- [5] J. Martínez, *Electroencefalografía clínica básica*. Viguera, 2005. pp. 127-130.
- [6] E. B. Bolivar, R. M. Gutiérrez, J. E. González, C. M. Malo, and L. V. Guio, “Aplicación clínica de separación ciega de fuentes y dimensión fractal en la identificación de artefactos oculares de eeg,” *Scientia Et Technica*, vol. 14, no. 39, pp. 440–444, 2008.
- [7] Z. Z. E. Li Hu, *EEG Signal Processing and Feature Extraction*. Springer, 2019.
- [8] A. Santillán-Guzmán, J. Oliveros-Oliveros, and M. Morin-Castillo, “Introducing a combination of ica-emd to suppress muscle and ocular artifacts in eeg signals,” in *2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pp. 1250–1253, IEEE, 2018.
- [9] D. A. . M. S., “Eeglab: an open source toolbox for analysis of single-trial eeg dynamics including independent component analysis.,” *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 134, p. 9–21, marzo 2004.

- [10] S. C. f. C. N. EEGLAB Wiki, “The first decade of eeglab.” Abril de 2019, [En línea]. Disponible: https://sccn.ucsd.edu/wiki/The_first_decade_of_EEGLAB.
- [11] S. C. f. C. N. EEGLAB Home, “What is eeglab?.” 2020, [En línea]. Disponible: <https://sccn.ucsd.edu/eeglab/index.php>.
- [12] I. my brain, “Brain visualizer,” [En línea]. Disponible: <https://insidemybrain.co/tag/brain-visualizer/>.
- [13] EMOTIV, “Emotiv brainviz.” 2021, [En línea]. Disponible: <https://www.emotiv.com/emotiv-brainviz/>.
- [14] C. N. Products, “Curry 8 sbr- signal processing, image processing and source analysis for erp research.” 2020, [En línea]. Disponible: <https://compumedicsneuroscan.com/product/curry-8-signal-processing-image-processing-source-analysis-erp-research-sbr/>.
- [15] V. U. M. C. Vanderbilt Kennedy Center, “Eeg/erp research.” 2020, [En línea]. Disponible: <https://vkc.mc.vanderbilt.edu/topics/eeg-erp-research>.
- [16] FieldTrip, “Getting started with loreta.” Marzo de 2019, [En línea]. Disponible: http://www.fieldtriptoolbox.org/getting_started/loreta/.
- [17] NeuroSky, “Research tools.” 2015, [En línea]. Disponible: <https://store.neurosky.com/products/mindset-research-tools>.
- [18] E. Brain, “Excellent brain eeg visualizer.” 2015, [En línea]. Disponible: <https://excellent-brain.com/eeg-visualizer/>.
- [19] D.-J. L. Hwang and I. A. Madariaga, “Análisis de componentes independientes en neurociencia rut rodriguez garcia,”
- [20] N. E. Huang, Z. Shen, S. R. Long, M. C. Wu, H. H. Shih, Q. Zheng, N.-C. Yen, C. C. Tung, and H. H. Liu, “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, no. 1971, pp. 903–995, 1998.
- [21] S. H. N. Alan V. Oppenheim, Alan S. Willsky, *Señales y sistemas*. Pearson Educación, segunda ed., 1998. pp. 236-239, 444-447.

- [22] S. Paszkiel, *Analysis and Classification of EEG Signals for Brain-Computer Interfaces*. Springer, first ed., 2020. pp. 4-6. Doi: <https://doi.org/10.1007/978-3-030-30581-9>.
- [23] T. Talamillo, “Manual básico para enfermeros en electroencefalografía,” *Enfermería docente*, vol. 94, pp. 29–33, 2011.
- [24] Emotiv, “Epoc+ headset details.” 2021, [En línea]. Disponible: https://emotiv.gitbook.io/epoc-user-manual/using-headset/epoc+_headset_details.
- [25] D. G. M. John G. Proakis, *Digital Signal Processing Principles, Algorithms and Applications*. Prentice-Hall International Inc., 1996.
- [26] N. Ille, *Artifact correction in continuous recordings of the electro-and magnetoencephalogram by spatial filtering*. PhD thesis, Universität Mannheim, 2001.
- [27] P. Comon, “Independent component analysis, a new concept?,” *Signal processing*, vol. 36, no. 3, pp. 287–314, 1994.
- [28] R. Vigário, J. Sarela, V. Jousmiki, M. Hamalainen, and E. Oja, “Independent component approach to the analysis of eeg and meg recordings,” *IEEE transactions on biomedical engineering*, vol. 47, no. 5, pp. 589–593, 2000.
- [29] A. Hyvärinen and E. Oja, “Independent component analysis: algorithms and applications,” *Neural networks*, vol. 13, no. 4-5, pp. 411–430, 2000.
- [30] R. N. Vigário, “Extraction of ocular artefacts from eeg using independent component analysis,” *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, vol. 103, no. 3, pp. 395–404, 1997.
- [31] C. M. Bishop, “Bayesian pca,” in *Proceedings of the 11th International Conference on Neural Information Processing Systems*, pp. 382–388, 1998.
- [32] A. Santillán-Guzmán, U. Heute, U. Stephani, and A. Galka, “Comparison of different methods to suppress muscle artifacts in eeg signals,” *Signal, Image and Video Processing*, vol. 11, no. 4, pp. 761–768, 2017.
- [33] N. E. Huang and N. O. Attoh-Okine, *The Hilbert-Huang transform in engineering*. CRC Press, 2005.

- [34] J. J. Oliveros Oliveros, M. Morín-Castillo, F. A. Camacho, and A. Fragueta-Collar, “Análisis del problema directo electroencefalográfico para fuentes dipolares corticales,” in *Décimo Cuarta Conferencia Iberoamericana de Sistemas Cibernética e Informática, CISCI*, vol. 100, 2015.
- [35] M. Morín-Castillo, J. Oliveros-Oliveros, J. Conde-Mones, A. Fragueta-Collar, E. Gutiérrez-Arias, and E. Flores-Mena, “Simplificación del problema inverso electroencefalográfico a una sola región homogénea con condición de neumann nula,” *Revista mexicana de ingeniería biomédica*, vol. 34, no. 1, pp. 41–51, 2013.
- [36] J. Sarvas, “Basic mathematical and electromagnetic concepts of the biomagnetic inverse problem,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 32, no. 1, p. 11, 1987.
- [37] J. Oliveros-Oliveros, M. Morín-Castillo, F. Aquino-Camacho, and A. Fragueta-Collar, “Analysis of the inverse electroencephalographic problem for volumetric dipolar sources using a simplification,” *Revista mexicana de ingeniería biomédica*, vol. 35, no. 2, pp. 115–124, 2014.
- [38] C. N. Bautista, “*Problema inverso de identificación de fuentes en la corteza cerebral de tipo dipolar asociadas a focos epilépticos*”. Tesis doctoral, Facultad de Ciencias Físico-Matemáticas. Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, 2020.