



**Desarrollo de un Flujo de Procesamiento para el Análisis de Oscilaciones de Alta Frecuencia en Señales de EEG para el Apoyo en Cirugía de Epilepsia Refractaria**

Juliana Moreno Rada

Trabajo de grado para optar al título de Bioingeniero

Asesores:

John Fredy Ochoa Gómez, Ph.D. Ingeniería Electrónica

José Fernando Zapata, Ph.D. Ciencias Médicas

Universidad de Antioquia

Facultad de Ingeniería.

Bioingeniería

Medellín, Colombia

2021

Cita	Moreno Rada [1]
<b>Referencia</b>	[1] J. Moreno Rada, “Desarrollo de un Flujo de Procesamiento para el Análisis de Oscilaciones de Alta Frecuencia en Señales de EEG para el Apoyo en Cirugía de Epilepsia Refractaria”, Trabajo de grado profesional, Bioingeniería, Universidad de Antioquia, Medellín, Antioquia, Colombia, 2021.
Estilo IEEE (2020)	



Centro de Documentación Ingeniería (CENDOI)

**Repositorio Institucional:** <http://bibliotecadigital.udea.edu.co>

Universidad de Antioquia - [www.udea.edu.co](http://www.udea.edu.co)

**Rector:** John Jairo Arboleda Céspedes.

**Decano:** Jesús Francisco Vargas Bonilla.

**Jefe departamento:** Juan Diego Lemos Duque.

El contenido de esta obra corresponde al derecho de expresión de los autores y no compromete el pensamiento institucional de la Universidad de Antioquia ni desata su responsabilidad frente a terceros. Los autores asumen la responsabilidad por los derechos de autor y conexos.

## CONTENIDO

I.	INTRODUCCIÓN .....	9
II.	OBJETIVOS .....	11
	A. Objetivo General.....	11
	B. Objetivos Específicos .....	11
III.	MARCO TEÓRICO .....	12
	A. Epilepsia .....	12
	A. Clasificación de la Epilepsia.....	12
	B. Tipos de convulsiones.....	12
	C. Tipos de epilepsia .....	13
	D. Síndromes epilépticos .....	13
	E. Diagnóstico. ....	14
	F. Tratamiento.....	15
	B. Epilepsia refractaria.....	15
	C. Electroencefalografía.....	16
	D. Monitoreo intracraneal - EEG Intracraneal (iEEG).....	18
	E. Oscilaciones de Alta Frecuencia (HFO).....	19
	F. Procesamiento de señales .....	20
	A. Filtrado por Wavelet .....	20
	B. Análisis Tiempo-Frecuencia .....	22
	C. Transformada de Wavelet.....	22
IV.	METODOLOGÍA.....	25
	A. Conformación de la base de datos .....	25
	B. Preprocesamiento de las señales.....	26
	C. Análisis Tiempo-Frecuencia.....	27

V.	RESULTADOS Y DISCUSIÓN .....	29
A.	Base de datos de señales EEG adquiridas de pacientes con epilepsia.....	29
B.	Rutinas para la corrección de artefactos en señales EEG .....	31
A.	Carga de la señal .....	31
B.	Detrend.....	31
C.	Filtrado por Wavelet .....	32
D.	Filtro pasa altas .....	32
C.	Análisis tiempo frecuencia .....	36
VI.	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES .....	41
VII.	REFERENCIAS .....	42

## LISTA DE FIGURAS

Fig. 1 Registro EEG convencional .....	16
Fig. 2 Representación de electrodos implantados .....	18
Fig. 3 Representación de electrodos implantados .....	19
Fig. 4 Wavelet Morlet.....	23
Fig. 5 Ejemplo de escalograma mostrando los cambios en la potencia para las diferentes frecuencias a lo largo del tiempo .....	24
Fig. 6 Esquema de la metodología .....	28
Fig. 7 Señal cruda y señal con detrend .....	31
Fig. 8 Señal detrend y Filtrada con Wavelet .....	32
Fig. 9 Señal detrend y Filtrada con Wavelet .....	32
Fig. 10 Señal filtrada con Wavelet y señal con Filtro pasa altas 1 .....	33
Fig. 11 Señal filtrada con Wavelet y señal con Filtro pasa altas 2 .....	33
Fig. 12 Señal filtrada con Wavelet y señal con Filtro pasa altas 1 .....	33
Fig. 13 Señal filtrada con Wavelet y señal con Filtro pasa altas 2 .....	33
Fig. 14 Espectro de potencia de la señal filtrada con el filtro pasa altas 1 .....	36
Fig. 15 Espectro de potencia de la señal filtrada con el filtro pasa altas 1 .....	36
Fig. 16 Fast ripple identificado en una señal del sujeto 7.....	37
Fig. 17 Ripple identificado en una señal del sujeto 6.....	37

## LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Tipos de ondas cerebrales y sus frecuencias correspondientes. ....	17
Tabla 2. Información de la base de datos recogida.....	30

## RESUMEN

La epilepsia es una enfermedad del sistema nervioso central que se manifiesta como episodios convulsivos no provocados que se deben a una actividad eléctrica anormal en una o varias partes del cerebro. Este trastorno padecido por aproximadamente 50 millones de personas en el mundo afecta física y psicológicamente a los pacientes, disminuyendo así su calidad de vida. Si bien, hoy en día hay varios tratamientos farmacológicos para esta condición, 1 de cada 3 adultos padecen lo que se conoce como epilepsia refractaria, es decir, que no hay respuesta positiva ante los fármacos suministrados. Es por esto por lo que se sugiere la cirugía de epilepsia, en la que la parte del cerebro que provoca las convulsiones, conocida como zona epileptogénica, es removida. La localización de esta zona se puede realizar a partir de un mapeo intracraneano que consiste en el registro electroencefalográfico de actividad epileptiforme por medio de electrodos implantados en el cerebro. En los últimos años se han estudiado las Oscilaciones de Alta Frecuencia (HFO) como un posible biomarcador para la epilepsia, estas oscilaciones son patrones espontáneos de EEG que se encuentran en los rangos de frecuencias entre 80 y 500 Hz. El objetivo de este proyecto es el desarrollo de un flujo de procesamiento para la detección de oscilaciones de alta frecuencia en señales EEG de pacientes con epilepsia, para esto, se conformó una base de datos de señales EEG de pacientes con epilepsia, se proponen rutinas de procesamiento de estas señales para la eliminación de ruido y corrección de artefactos por medio de la eliminación de tendencias y un filtrado por umbralización haciendo uso de la transformada discreta de Wavelet, además, se aplicó un algoritmo para el análisis en tiempo frecuencia de estas señales haciendo uso de la transformada continua de Wavelet. La base de datos fue conformada con datos de pacientes con epilepsia provenientes de del repositorio en línea OpenNeuro y del Instituto Neurológico de Colombia. Con el flujo de procesamiento propuesto se lograron eliminar artefactos y permitió obtener señales aptas para el estudio de componentes de alta frecuencia presentes en estas. Por último, el análisis en tiempo frecuencia permitió la identificación visual de HFO en los espectros de potencia graficados luego de aplicar la transformada continua de Wavelet a estas señales.

*Palabras clave* - Epilepsia, electroencefalografía, HFO, frecuencia, tiempo, Wavelets.

## ABSTRACT

Epilepsy is a disease of the central nervous system that manifests as unprovoked seizures due to abnormal electrical activity in one or more parts of the brain. This disorder suffered by approximately 50 million people in the world affects patients physically and psychologically, reducing their quality of life. One in three adults suffer from what is known as refractory epilepsy, in means, there is no positive response to the drugs supplied. Therefore, epilepsy surgery is suggested, where the part of the brain that causes the seizures, known as the epileptogenic zone, is removed. The localization of this area can be carried out by intracranial mapping, it consists in electroencephalographic recording of epileptiform activity by means of electrodes implanted in the brain. In recent years, High Frequency Oscillations (HFO) have been studied as a possible biomarker for epilepsy, these oscillations are spontaneous EEG patterns found in the frequency ranges between 80 and 500 Hz. The aim of this project is to develop a processing workflow to detect high frequency oscillations in EEG signals of patients with epilepsy. A database of EEG signals of patients with epilepsy was created, processing routine is proposed for artifacts correction noise elimination by removing trends and filtering by thresholding making use of the discrete Wavelet transform, also an algorithm was applied for the time-frequency analysis using the continuous Wavelet transform. The database was made up with data of patients with epilepsy obtained from OpenNeuro, an online repository, from the Instituto Neurologico de Colombia. With the proposed processing workflow, artifacts were eliminated and allowed us to obtain signals suitable for the study of high frequency components present in them. Finally, the time-frequency analysis allowed the visual identification of HFO in the plotted power spectra after applying the continuous Wavelet transform to these signals.

*Keywords* - Epilepsy, EEG, HFO, Frequency, Time, Wavelets

## I. INTRODUCCIÓN

La epilepsia es un trastorno del sistema nervioso central en el que hay un comportamiento anormal del cerebro, lo que puede provocar convulsiones, sensaciones inusuales o incluso, pérdida de la conciencia. Estos episodios convulsivos se deben generalmente a descargas eléctricas excesivas de grupos de células cerebrales que pueden ocurrir en distintas partes del cerebro [1]. La Organización Mundial de la Salud (OMS) decidió incluir a la epilepsia entre las patologías mentales debido a las condiciones psiquiátricas que se asocian con esta, las cuales pueden ser depresión, ansiedad, psicosis, alteraciones cognitivas, trastornos por déficit de atención y autismo. Esto último, su incompreensión a lo largo de los años y los síntomas asociados a esta enfermedad, han influido negativamente en la calidad de vida de las personas que la padecen [2], [3].

Por otro lado, según la OMS, cerca de 50 millones de personas padecen epilepsia a nivel mundial, y el 80 % viven en países de ingresos bajos y medianos. Según estimaciones, se diagnostican anualmente 5 millones de casos con epilepsia en todo el mundo y en países de ingresos bajos y medianos se diagnostican hasta 139 de cada 100.000 personas [4]. En Colombia, el 1.3 % de la población padece de epilepsia, lo que representa un 0.8 % de las causas de mortalidad en el país, lo que demuestra el hecho de que la epilepsia es la causa neurológica de muerte más común [5].

Se ha evidenciado en estudios clínicos que hasta un 70% de las veces las personas responden adecuadamente a un tratamiento [5], sin embargo, 1 de cada 3 adultos con esta enfermedad, desarrollan eventualmente epilepsia refractaria, es decir, que los medicamentos no funcionan correctamente o no controlan completamente las convulsiones [1], por lo que la cirugía se convierte en un tratamiento opcional, en donde se extirpa la parte del cerebro donde ocurren las descargas [6].

Para llevar a cabo una cirugía de epilepsia, se debe realizar un mapeo intraoperatorio para determinar el origen de la actividad epileptiforme. Como método diagnóstico y estrategia para la localización de la zona epileptogénica, se usa con frecuencia la electroencefalografía (EEG), que consiste en el registro de la actividad cerebral por medio de electrodos [1]. Un EEG puede mostrar patrones normales, o anormales de actividad

cerebral que se pueden asociar a la epilepsia. En algunos casos se requiere posicionar electrodos directamente en el cerebro para identificar dónde comienzan las crisis epileptogénicas por medio de un procedimiento mínimamente invasivo, lo que se conoce como EEG intracraneal [1], [3], [6].

Sin embargo, la detección exacta de la zona epileptogénica es difícil, es por esto por lo que las oscilaciones de alta frecuencia, HFO por sus siglas en inglés, han llamado la atención de los investigadores en las últimas dos décadas. Esta actividad cerebral se observa en rangos de alta frecuencia entre 80 y 500 Hz, y se ha encontrado que son útiles para localizar la zona de convulsión en personas con epilepsia [7]. La detección de estas oscilaciones se puede lograr por medio del registro electroencefalográfico y rutinas de procesamiento de estas señales y una vez localizada la zona del cerebro donde se produce esta actividad anormal, se puede determinar la zona epileptogénica [8].

Las técnicas para la detección de las oscilaciones de alta frecuencia han mejorado en los últimos años, entre estas, se encuentra el análisis tiempo-frecuencia de señales neuronales, el cual permite la cuantificación del comportamiento temporal de las propiedades espectrales de las señales, lo que facilita el estudio del comportamiento de estas en los rangos de frecuencia de interés [7], [9].

Es por esto, que el objetivo de este trabajo es el desarrollo de un flujo de procesamiento de señales de EEG intracraneales de pacientes con epilepsia que permita la detección de Oscilaciones de Alta Frecuencia haciendo uso de herramientas para el análisis en tiempo frecuencia.

## II. OBJETIVOS

### A. *Objetivo General*

Desarrollar un flujo de procesamiento para el análisis de oscilaciones de alta frecuencia en señales de EEG intracraneal para el apoyo en cirugía de epilepsia refractaria

### B. *Objetivos Específicos*

Construir una base de datos de señales EEG adquiridas de pacientes con epilepsia refractaria para su posterior procesamiento y análisis.

Implementar rutinas para la corrección de artefactos en señales EEG que permitan la correcta identificación de actividad epiléptica de alta frecuencia.

Diseñar una rutina que permita detectar oscilaciones de alta frecuencia (HFO) en señales EEG usando algoritmos para el análisis en tiempo frecuencia.

### III. MARCO TEÓRICO

#### A. *Epilepsia*

Una convulsión es considerada una alteración transitoria de signos o síntomas que se deben a una actividad neuronal anormal excesiva en el cerebro, la cual puede tener varias manifestaciones en el cuerpo como “pérdida del conocimiento, alteraciones de la percepción, o deficiencia de la función mental, movimientos convulsivos, perturbaciones de la sensación o combinaciones de todas las anteriores” [1], [10].

La epilepsia es una condición en la cual una persona sufre convulsiones recurrentes no provocadas, por lo general, se requieren al menos dos convulsiones no provocadas para determinar un diagnóstico de epilepsia [1], [11].

#### A. *Clasificación de la Epilepsia*

Las crisis epilépticas se clasifican inicialmente según el tipo de convulsión, es decir, si las redes neuronales implicadas en la convulsión se localizan en solo un área del cerebro, o si afectan ambos hemisferios cerebrales, segundo por tipo de epilepsia y tercero, si es posible, por síndrome epiléptico [11], [1].

#### B. *Tipos de convulsiones*

- **Convulsiones focales:** En este tipo de convulsiones se evidencia actividad eléctrica anormal en una zona limitada de un hemisferio cerebral. Este tipo de convulsiones se clasifican a su vez por la afectación del estado de conciencia y por la presencia o ausencia de actividad motora [1], [11], [12].
  - Actividad motora: Las convulsiones focales se pueden clasificar a su vez dependiendo del primer signo o síntoma prominente. Las convulsiones con inicio motor pueden ser clónicas, tónicas, atónicas, mioclónicas o hipercinéticas o pueden manifestarse como automatismos o espasmos epilépticos, y las de inicio no motor pueden manifestarse por síntomas sensitivos, síntomas cognitivos, síntomas emocionales o signos del sistema nervioso autónomo [11], [12].

- Alteración del estado de conciencia: Las convulsiones focales se pueden clasificar también en convulsiones con o sin deterioro de la conciencia, que se define como el conocimiento de sí mismo y del entorno. La alteración de la conciencia puede verse precedida, acompañada o seguida por diversos síntomas motores y no motores. Estas convulsiones antes se denominaban convulsiones “parciales complejas” [11], [12].
- Convulsiones generalizadas: Las convulsiones generalizadas se originan en redes corticales en ambos hemisferios cerebrales y se propagan con rapidez. Este tipo de convulsiones pueden ser con inicios motores o no motores y por lo general, en este tipo de convulsiones hay pérdida de la conciencia [1], [11], [12] .

### *C. Tipos de epilepsia*

- Epilepsia focal: Consiste en trastornos focales y multifocales que afectan a un hemisferio. Se pueden observar una variedad de tipos de convulsiones, incluidas convulsiones focales conscientes, convulsiones focales de conciencia deteriorada, convulsiones motoras focales y convulsiones no motoras focales [10]
- Epilepsia generalizada: El diagnóstico generalmente muestra actividad epileptiforme en ambos hemisferios y abarca un amplio rango de tipos de convulsiones
- Epilepsia combinada: Los pacientes diagnosticados con este tipo de epilepsia sufren los dos tipos de convulsiones generalmente.

### *D. Síndromes epilépticos*

Un síndrome de epilepsia comprende un conjunto de características que incluyen tipos de convulsiones y características específicas de EEG y de imágenes que tienden a

ocurrir juntas. Por lo general, dependen de la edad y de las enfermedades asociadas. Hay dos principales síndromes epilépticos [10], [11], [12].

- Epilepsias generalizadas idiopáticas: Se refiere generalmente a las epilepsias de carácter genético y casi siempre generalizadas de las cuales hay suficiente información clínica y evidencia para su clasificación
- Epilepsias focales autolimitadas: Varias epilepsias focales autolimitadas, que suelen comenzar en la niñez.

No todos los pacientes con epilepsia pueden clasificarse en un diagnóstico sindrómico.

#### *E. Diagnóstico.*

La historia clínica es siempre el punto de partida para la evaluación y el diagnóstico de la epilepsia, y estudios como el EEG o la neuroimagen suplementan y ayudan en su clasificación [1], [12], [11].

- Historia: Al paciente y a los testigos se les hace una serie de preguntas para indagar sobre las posibles causas, las manifestaciones y síntomas de las convulsiones.
- Examen físico y neurológico: La mayoría de los individuos tienen una examinación física y neuronal normal, sin embargo, el examen neurológico puede revelar anomalías en el estado mental o en la respuesta motora que puede ayudar con la lateralización de la zona epileptogénica.
- Electroencefalografía (EEG): El EEG es la prueba más útil para confirmar el diagnóstico, ayudar a clasificar la epilepsia como focal o generalizada e incluso ayudar a identificar el síndrome específico en algunos casos. La idea principal de un EEG es el registro de la actividad epileptiforme interictal (entre crisis), que incluye picos, ondas agudas, descargas de picos y ondas y descargas de picos y ondas. Varios criterios ayudan a identificar las descargas como epileptiformes. Por lo general, son de alto voltaje en comparación con la actividad EEG circundante.

- Neuroimagen: La neuroimagen está indicada para pacientes con convulsiones de inicio reciente para identificar las causas estructurales de esta, algunas de las cuales pueden requerir su propio tratamiento.

#### *F. Tratamiento.*

El tratamiento de la epilepsia puede ser alguno de los siguientes tipos [12], [1]:

- Fármacos (Antiepilépticos): La idea de suministrar fármacos es hacer que el paciente tenga las mínimas convulsiones posibles con los menores efectos adversos. La selección y dosis del fármaco depende de muchos factores tales como el sexo, edad y otros cuadros clínicos que presente
- Tratamiento quirúrgico: Los pacientes con convulsiones resistentes a los fármacos pueden recibir tratamiento quirúrgico que consta en la resección del foco epileptogénico cuando este está bien definido.
- Estimulación de nervios: Se ha probado que el tratamiento que incluye la estimulación del nervio neumogástrico y la estimulación cortical constituyen una alternativa para pacientes que no son candidatos a cirugía.
- Eliminación de factores causales y desencadenantes.
- Dietas

#### *B. Epilepsia refractaria*

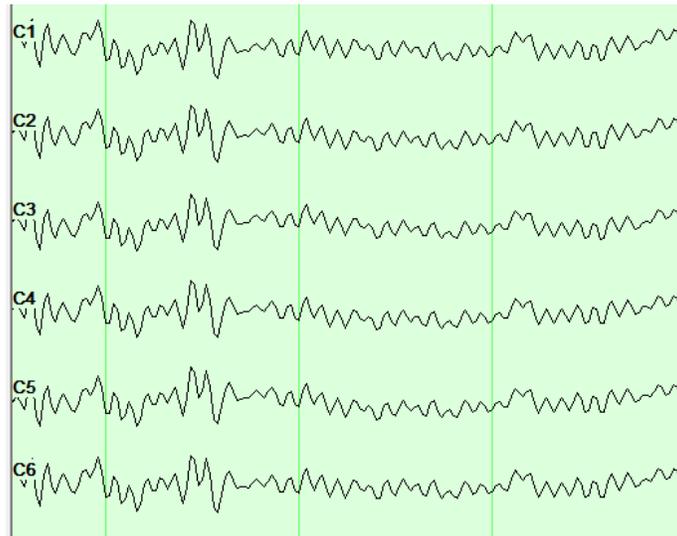
La epilepsia es refractaria cuando las crisis epilépticas tienen una frecuencia tal que limitan la habilidad del paciente para vivir plenamente acorde a su capacidad física o mental, o cuando el tratamiento anticonvulsivante no controla la crisis [13], [14]. Cuando se inicia un tratamiento antiepiléptico la posibilidad de estar libre de convulsiones durante el primer año es un poco más del 60%, si a pesar de haber sido sometido a la adición de un nuevo medicamento, las crisis persisten, el porcentaje de mejoría que adiciona el uso de un tercer anticonvulsivante no va más allá del 5% [13], [11].

De esta manera, se considera refractario a terapia médica aquel paciente que haya utilizado al menos dos anticonvulsivantes con indicación y dosis adecuadas en monoterapia

o poli terapia sin alcanzar un estado libre de crisis. En un paciente que ha recibido tres medicamentos de primera línea y no presenta un adecuado control de crisis, la posibilidad de éxito de la terapia médica es mínima y requiere considerarse una opción quirúrgica paliativa o curativa [13], [11].

### *C. Electroencefalografía*

Las señales neuronales electrofisiológicas, son señales eléctricas provenientes del funcionamiento del cerebro, esta actividad eléctrica cerebral se da cuando las neuronas se comunican entre sí y da paso a lo que se conoce como potencial de acción, que es una descarga iónica en las membranas de las células neuronales, la suma de estos potenciales generan corrientes, las cuales pueden ser medidas gracias a la electroencefalografía (EEG), que es una técnica que consiste en la obtención de señales eléctricas mediante electrodos que captan la diferencia de potencial entre la señal que se da en un electrodo dado y uno de referencia [15], [16]. Un registro EEG convencional consiste en una gráfica continua en el tiempo de la distribución espacial de los cambios de voltaje en diferentes partes de la corteza cerebral (Fig. 1) [15], [16], [17].



*Fig. 1 Registro EEG convencional*

El EEG de superficie es un método no invasivo que capta la señales directamente en el cuero cabelludo, este método generalmente aporta una vista limitada y de baja resolución de la actividad cerebral debido a que grandes áreas de la corteza deben estar involucradas en una actividad sincronizada para que las descargas sean detectables en la superficie craneal, sin embargo, los métodos invasivos de EEG revelan una arquitectura más compleja de la actividad neuronal [18], [19].

Las fluctuaciones de voltaje en la superficie cortical están en el rango de 100 a 1000 mV, pero en el cuero cabelludo son sólo de 10 a 100 mV. Las diferentes partes de la corteza generan ondas relativamente distintas, que difieren en los estados de vigilia y sueño que generalmente se pueden descomponer en 5 ondas diferentes. En la siguiente tabla se definen las diferentes ondas con las frecuencias a las que oscilan [15], [16] .

*Tabla 1. Tipos de ondas cerebrales y sus frecuencias correspondientes.*

---

Tipo de onda	Frecuencia (Hz)	Características
Delta	0.5 - 4	Se presentan en el sueño profundo.
Theta	4 - 7	Se asocian con el estrés y la frustración y también a los estados de meditación.
Alfa	8 - 12	Se asocian con procesamiento visual que ocurre en la región occipital del cerebro y a la actividad mental leve.
Beta	12 - 30	Se asocian con estados de concentración y alerta.
Gamma	Mayor a 30	Asociadas a procesos cognitivos y de comunicación.

---

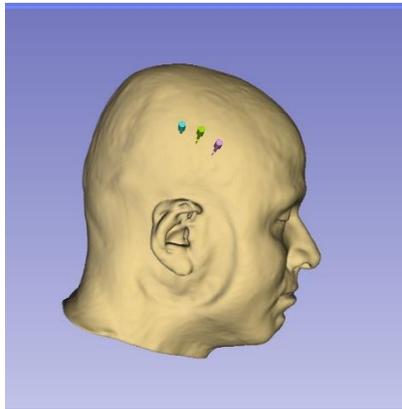
El EEG evalúa las alteraciones fisiológicas de actividad cerebral, muchas alteraciones son no especificadas, pero algunas sugieren condiciones específicas. Las descargas

epileptiformes son picos u ondas agudas que ocurren interictalmente (entre convulsiones) en pacientes con epilepsia y, a veces, en personas que no experimentan convulsiones pero que tienen una predisposición genética a la epilepsia [12], [16].

#### *D. Monitoreo intracraneal - EEG Intracraneal (iEEG)*

La zona epileptogénica es el nombre que recibe el área o áreas corticales responsables de la actividad epileptogénica. El principal objetivo de la cirugía de epilepsia para pacientes con epilepsia refractaria es la completa resección de estas áreas sin comprometer otras funciones cerebrales, lo cual se logra con una evaluación prequirúrgica que permite obtener la mayor información clínica, anatómica y neurofisiológica posible [18].

El eeg intracraneal es uno de los métodos invasivos que se aplican para la evaluación quirúrgica en pacientes con epilepsia refractaria, el cual consiste en la implantación de electrodos en el cerebro, como se puede observar en las Fig. 2 y 3 [12], [18].



*Fig. 2 Representación de electrodos implantados*

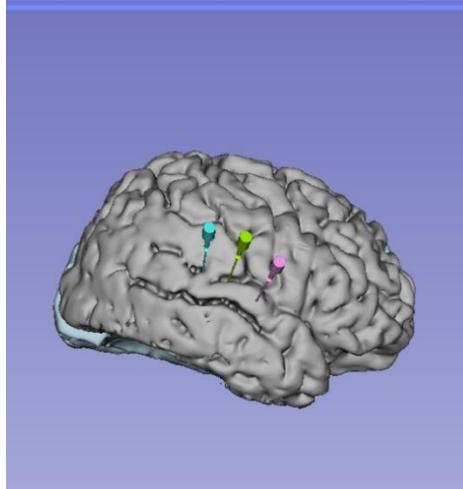


Fig. 3 Representación de electrodos implantados

#### E. Oscilaciones de Alta Frecuencia (HFO)

En los últimos años, las oscilaciones de alta frecuencia (HFO) han sido propuestas como un novedoso indicador de la zona epileptogénica. Los HFO se definen como patrones espontáneos de distinguida morfología de iEEG en el rango de frecuencias entre 80 y 500 Hz [20], [8]. Hoy en día, los HFO son clasificados generalmente en “ripples”, que son las oscilaciones que están en un rango de frecuencia entre 80 y 250 Hz, y “fast ripples” que van desde los 250 a 500 Hz, algunos autores agregan otro grupo de HFO que son oscilaciones de muy alta frecuencia que están por encima de los 1000 Hz y se han observados en periodos entre convulsiones y en el momento de la convulsión, sin embargo, los HFO interictales han demostrado ser más específicos para la localización de la zona epileptogénica que los “picos” y “las ondas lentas” y la mayoría de veces ocurre durante el sueño [20], [8], [21].

Los HFO epilépticos se pueden confundir con las oscilaciones de alta frecuencias normales, sin embargo, la distribución de los HFO fisiológicos, su forma y otras propiedades permiten distinguirlos de los HFO epilépticos. Se asume que los “ripples” reflejan HFO fisiológicos y los “fast ripples” reflejan HFO patológicos, sin embargo, esta distinción debe ser basada también en la localización de los generadores de esta actividad [8]. [20].

La identificación de estas oscilaciones parece mejorar el diagnóstico prequirúrgico y el resultado final de la cirugía y es conveniente incluir ambos tipos de HFO en el diagnóstico.

La detección visual de las Oscilaciones de Alta Frecuencia usualmente se lleva a cabo haciendo una ampliación de la amplitud y de la escala de tiempo en señales de iEEG. Generalmente, esta detección visual se recomienda en señales con pocos artefactos y en las cuales se presenten picos epileptiformes en periodos interictales. Los investigadores acostumbran a observar HFO en señales filtradas con filtros pasa altas [8], [7].

La necesidad de expertos entrenados para la detección manual de estas oscilaciones y el gran tiempo empleado para esto ha llevado a que en los últimos años se diseñen métodos automáticos para la detección de oscilaciones de alta frecuencia. Estos métodos se clasifican de acuerdo con los pasos de procesamiento empleados, ya sea filtrar las señales en las bandas de frecuencia de estas oscilaciones o hacer análisis en tiempo frecuencia, también se conocen algunos métodos que hacen uso de la inteligencia artificial y el machine learning. Los parámetros obtenidos finalmente, con cualquier método, deben ser, la localización, duración y el tiempo de estas oscilaciones [7].

#### *F. Procesamiento de señales*

Los registros de electroencefalografía contienen artefactos que son consideradas partes de la señal indeseables o interferencias en la señal. Los artefactos pueden ser externos, o internos que se asocian a movimientos hechos por el mismo sujeto. Este ruido hace que el proceso para extraer información de la señal sea más complicado y resulte en un análisis incorrecto, es por esto por lo que es importante que, para el estudio de las señales, que estas estén libres de ruido y de componentes indeseados [22].

#### *A. Filtrado por Wavelet*

Los Wavelets son funciones matemáticas de naturaleza oscilante similares a las ondas sinusoidales las cuales se han investigado ampliamente para su uso en el filtrado de señales bioeléctricas debido a su carácter no estacionario [23], [24].

Una transformada de Wavelet descompone una señal en funciones básicas que son conocidas como wavelet u ondículas, esta transformada es calculada en diferentes segmentos

de la señal en el dominio del tiempo y en diferentes frecuencias, dando como resultado un análisis multiresolución, que aporta buena resolución temporal y poca resolución frecuencial a altas frecuencias y buena resolución frecuencial y poca resolución temporal a bajas frecuencia, lo que lo hace apropiado para el estudio de señales con componentes de alta frecuencia de cortas duraciones y componentes de baja frecuencia de altas duraciones [23], [24].

### Filtrado por umbralización

La transformada discreta de Wavelet (DWT) descompone una señal en coeficientes de paso bajo conocidos como “aproximaciones” y coeficientes de paso alto conocidos como “detalles”. En el filtrado por Wavelet, se asume que la señal se puede descomponer en la suma de una señal sin ruido, más una componente de ruido, así [23], [24], [25]:

$$S(t) = S_n(t) + R(t) \quad (1)$$

Se pretende eliminar las componentes de ruido y conservar la señal sin que se alteren las bandas de frecuencia umbralizando los coeficientes y reconstruyendo la señal con los coeficientes que permanecen [23], [24], [25].

Se han definidos varios umbrales, pero para efectos de este proyecto se tendrá en cuenta el umbral universal, el cual está definido de la siguiente manera:

$$\lambda = \sqrt{2 * \log(n)} \quad (2)$$

Donde  $n$  es la longitud de la señal

En la práctica, usualmente se usa un factor de escalamiento para ponderar el umbral.

### *B. Análisis Tiempo-Frecuencia*

El análisis tiempo-frecuencia se refiere a las técnicas que cuantifican el comportamiento temporal de las propiedades espectrales de las señales. Estas técnicas son útiles para el estudio de los fenómenos rítmicos que son de gran relevancia en la neurociencia. El cerebro exhibe gran cantidad de procesos en varias escalas de tiempo y frecuencia que reflejan las propiedades biofísicas de diferentes redes neuronales y para entender el funcionamiento del cerebro es de gran importancia el estudio de la evolución temporal de los procesos espectrales [26], [27].

Con este análisis, una señal es analizada como una función en tiempo y en frecuencia, es decir, es representada en un espacio de 2 dimensiones y una importante propiedad es que las resoluciones temporales y espectrales están interrelacionadas [28].

### *C. Transformada de Wavelet*

La transformada de Wavelet se usa para analizar una señal temporal que contiene potencia no estacionaria en varias frecuencias. Una función Wavelet es una función que depende un parámetro temporal adimensional, esta función debe tener un promedio de cero y tener una duración finita [26], [27].

La transformada continua de Wavelet (CWT) de una señal  $x(t)$  está definida como la convolución entre esta función y una versión escalada y trasladada de una función wavelet, así:

$$W(s) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \varphi^* \left( \frac{t-b}{a} \right) dt \quad (3)$$

Donde  $\varphi^*(t)$  es la conjugada compleja de la función wavelet,  $a$  es el parámetro de dilatación o escalamiento y  $b$  es el parámetro de traslación [27], [29].

La señal  $x(t)$  se muestra empleando versiones escaladas y trasladadas de la “Wavelet madre”. El factor de escalamiento está estrechamente relacionado con la frecuencia de la señal de esta forma:  $f=f_c/a$ , donde  $f_c$  es la frecuencia característica de del Wavelet. Escogiendo adecuadamente la Wavelet madre se puede descomponer la señal original de una forma más adecuada sin limitarse a funciones seno o coseno. En general, conviene escoger una wavelet que se adecue mejor al tipo de señal que se está analizando [27], [28], [29].

Una wavelet que es usado comúnmente para el análisis de señales EEG es Morlet (Fig. 4) y está definida de la siguiente manera [29]:

$$\varphi(t) = \frac{1}{\sqrt{4\pi}} (e^{jW_0 t} - e^{-W_0^2/2}) e^{-t^2/2} \quad (4)$$

Donde  $W_0$  es la frecuencia central del Wavelet.

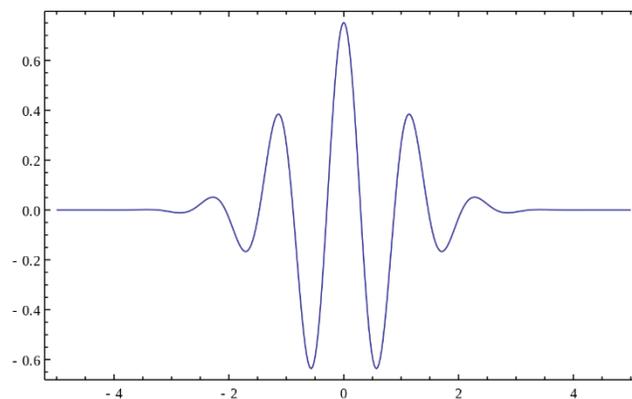
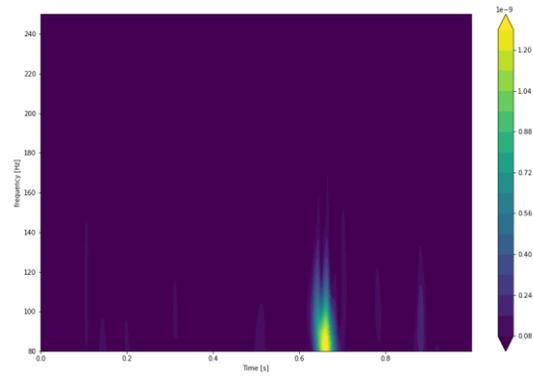


Fig. 4 Wavelet Morlet

La CDW devuelve como resultado unos coeficientes que son función de la Wavelet madre, y como la función  $(t)$  es compleja, la transformada de Wavelet también lo es, por lo que puede ser dividida en su parte real e imaginaria o en amplitud y fase y finalmente, se puede definir el espectro de potencia como la amplitud al cuadrado ( $|W(s)|^2$ ) [27], [28].

Este espectro de potencia puede ser graficado en función del tiempo y la frecuencia dando como resultado una gráfica interpretable, como la que se observa a continuación.



*Fig. 5 Ejemplo de escalograma mostrando los cambios en la potencia para las diferentes frecuencias a lo largo del tiempo*

## IV. METODOLOGÍA

Para cumplir los objetivos establecidos en el presente trabajo se llevó a cabo la siguiente metodología. Para el procesamiento de las señales se usó el lenguaje de programación Python y algunas librerías que se mencionan a lo largo de la descripción de los procedimientos.

### A. *Conformación de la base de datos*

La conformación de la base de datos se hizo a partir de 2 fuentes. Los datos se obtuvieron del Instituto Neurológico de Colombia (INDEC) y de OpenNeuro, un repositorio público en línea que recoge datos de estudios de investigación del cerebro humano.

Los datos obtenidos del INDEC fueron proporcionados por el Dr. José Fernando Zapata y consta de una señal de estéreo electroencefalografía de un paciente que es candidato a cirugía por epilepsia. Los datos se obtuvieron en un cubículo en el instituto donde se monitoreó durante 24 horas al paciente, sin embargo, para el presente trabajo sólo se extrajeron 6 minutos de la señal. La frecuencia de muestreo fue de 250 Hz y se usaron 81 canales

Los datos obtenidos de OpenNeuro se descargaron de S3 haciendo uso de Amazon Web Service (aws). Se descargaron 3 datasets completos y se almacenaron en un directorio específico. Las palabras clave para la búsqueda de los datos fueron; “epilepsy”, “HFO”, “iEEG” y “EEG”. Se tuvo en cuenta como criterio para descargar los datos que las adquisiciones fueran intracraneales y que necesariamente fueran de personas con epilepsia. Dos de los datasets obtenidos son de periodos ictales y el otro es de periodos interictales en donde se asegura que hay oscilaciones de alta frecuencia.

Los datos se organizaron de manera que hubiera heterogeneidad, accesibilidad y reunión de información médica para la correcta integración de esta en un flujo de trabajo para su posterior procesamiento y análisis.

### B. Preprocesamiento de las señales

Una vez conformada la base de datos, se diseñó e implementó una rutina de procesamiento para la corrección de artefactos y eliminación de ruido en señales EEG que permita la correcta identificación de actividad epiléptica de alta frecuencia.

1. Carga de la señal y remoción de tendencias: Como primera parte del procesamiento, se diseñaron rutinas que permiten la carga y visualización de las señales a partir de los datos crudos extraídos de la base de datos que están almacenados en un formato específico de BIDS, BrainVision. Posteriormente se eliminan las tendencias lineales de la señal, generalmente de baja frecuencia, con la función *detrend* de Scipy.
  2. Filtrado por Wavelet: Para la eliminación de artefactos, se propuso una rutina de filtrado por umbralización haciendo uso de la transformada discreta de Wavelet. Este filtrado por Wavelet se realizó aplicando la transformada discreta de Wavelet a la señal usando como wavelet una familia de curvas llamada Daubechies, de orden 6 y con 8 niveles de descomposición. Los coeficientes resultantes fueron umbralizados usando el umbral universal, haciendo 0 los menores al umbral, luego se reconstruyó la señal. Una vez obtenida la señal reconstruida, se asume que el ruido y los artefactos presentes en la señal EEG son de mayor amplitud que los componentes de interés, para obtener la señal filtrada que se espera, se le restó a la señal original, la señal reconstruida.
  3. Filtro pasa altas: Para el último paso de filtrado, se implementan dos funciones de manera independiente cada una, esto con el fin de identificar dos tipos diferentes de HFO. Una función, llamada *filteringRip*, filtra la señal entre 80 y 250 Hz, lo cual permite la búsqueda de oscilaciones de alta frecuencia (HFO) conocidas como “ripples”, y la otra, llamada *filteringFast*, filtra la señal entre 200 Hz y 500 Hz, para así detectar las HFO conocidas como “fast ripples”. El diseño de los filtros se hizo a partir de un algoritmo realizado por John Fredy Ochoa, el cual permite obtener un filtro FIR lineal con una banda de transición de -6 dB.
- *filteringRip*: Esta rutina consiste en aplicar dos filtros seguidos haciendo uso la función de la librería Scipy de Python llamada *signal.filtfilt*, la cual permite aplicar un filtro digital lineal dos veces, una vez hacia adelante y una vez al revés. El primer

filtro es un pasa altas con frecuencia de corte de 80 Hz y el segundo un filtro pasa bajas con frecuencia de corte de 250 Hz.

- filteringFast: Con esta rutina, al igual que la anterior, se aplican dos filtros seguidos, un filtro pasa altas con frecuencia de corte de 200 Hz y un pasa bajas con frecuencia de corte de 500 Hz.

### C. *Análisis Tiempo-Frecuencia*

Una vez obtenidas las señales filtradas en las componentes de frecuencia de interés, se procede a hacer un análisis en tiempo-frecuencia de las señales.

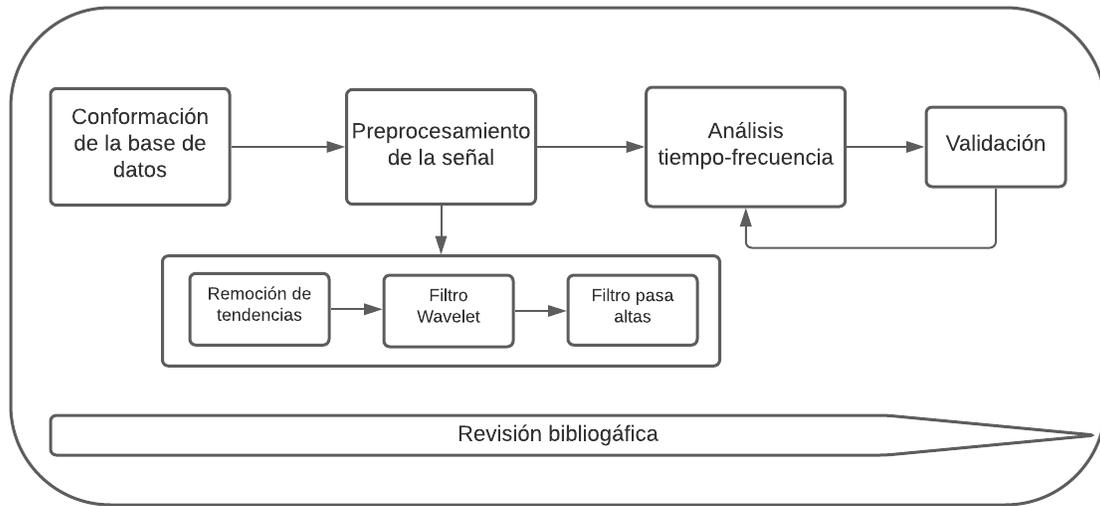
Se le aplica la transformada continua de Wavelet a la señal filtrada usando la librería PyWavelets de Python. Las escalas se calcularon teniendo en cuenta la frecuencia de muestreo de la señal y el rango de frecuencias a analizar, de la siguiente manera

$$\text{scales} = \text{Fs} / \text{Frequencies}$$

Donde  $F_s$  es la frecuencia de muestreo y  $Frequencies$  es el rango de frecuencias, que en este caso tienen paso de 0.5 Hz.

Para descomponer la señal se hizo uso de la función Wavelet “Morlet” definida anteriormente y el espectro de potencia se graficó elevando al cuadrado la magnitud de los coeficientes de la transformada.

Un esquema básico de la metodología se puede observar a continuación (Fig. 6).



*Fig. 6 Esquema de la metodología*

## V. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

### A. *Base de datos de señales EEG adquiridas de pacientes con epilepsia*

La base de datos se compuso con información adquirida en el Instituto Neurológico de Colombia e información de OpenNeuro, un repositorio público en línea que recoge datos de estudios de investigación del cerebro humano. La información obtenida de OpenNeuro incluye datos provenientes de 3 estudios.

El primer estudio se compone de datos de 5 centros, almacenados en el formato BIDS. Los datos corresponden a señales crudas EEG y ECoG, cada adquisición de cada sujeto corresponde a un evento epiléptico, las cuales están en un mismo directorio para cada sujeto. En cada directorio se encuentran los siguientes archivos: Dos archivos TSV, uno que contiene información de los canales, sus nombres y cuales se descartaron, frecuencias de corte y la frecuencia de muestreo, el otro archivo contiene información sobre los eventos clínicos que ocurrieron durante la adquisición. Un archivo json, que recolecta información importante de la adquisición tal como el número de canales que se usaron, cuantos se descartaron, la frecuencia de muestreo, duración, entre otros. Por último, un archivo (.eeg) que contiene los valores de voltaje del eeg, un archivo de encabezado de texto (.vhdr) que contiene metadatos y un archivo de marcador de texto (.vmrk) que contiene información sobre eventos en los datos, estos tres archivos componen el formato BrainVision.

El segundo estudio se compone de datos iEEG de 12 pacientes, 9 pacientes registrados con electrocorticografía (ECoG) y 3 se registraron con sEEG. La información se almacenó en formato BIDS y cada adquisición de cada sujeto corresponde a un evento epiléptico, las cuales están en un mismo directorio para cada sujeto. En cada directorio se encuentran los siguientes archivos: Tres archivos TSV, uno que contiene información de los canales, sus nombres y cuales se descartaron, frecuencias de corte y la frecuencia de muestreo, el otro archivo contiene información sobre los eventos clínicos que ocurrieron durante la adquisición, y el otro contiene información sobre los electrodos. Por último, un archivo (.eeg) que contiene los valores de voltaje del eeg, un archivo de encabezado de texto (.vhdr) que contiene metadatos y un archivo de marcador de texto (.vmrk) que contiene información sobre eventos en los datos, estos tres archivos componen el formato BrainVision.

El tercero, es un dataset de registros de iEEG interictal con marcaciones de oscilaciones de alta frecuencia (HFO) almacenada en el formato BIDS, en cada directorio de cada sujeto se encuentran los mismos archivos que del segundo estudio, con la diferencia de que en el archivo TSV de los eventos, se encuentran registrados las marcaciones de HFO, en qué canal se evidenció, en qué tiempo y la duración.

La información recogida en el Instituto Neurológico de Colombia (INDEC), corresponde a datos adquiridos de pacientes con epilepsia refractaria y que son candidatos a cirugía. La adquisición se realiza durante 24 horas con electrodos implantados, sin embargo, solo se estudiaron las señales en un periodo de tiempo de aproximadamente 6 minutos que corresponde a un periodo pre ictal e ictal. Los datos en este rango de tiempo fueron seleccionados manualmente por el médico neurofisiólogo y exportado a un archivo de texto (.txt).

La información de los datasets usados en el presenta trabajo, así como los links de descarga, se pueden encontrar en la siguiente tabla

*Tabla 2. Información de la base de datos recogida*

<b>Dataset</b>	<b>Numero de sujetos</b>	<b>Frecuencia de muestreo (Hz)</b>	<b>Enlace de descarga</b>	<b>Número de señales por sujeto</b>
"iEEG Epilepsy"	2	1000	<a href="https://openneuro.org/datasets/ds003029/versions/1.0.3">https://openneuro.org/datasets/ds003029/versions/1.0.3</a>	4
"Registry for Epilepsy Surgery Patients"	2	2048	<a href="https://openneuro.org/datasets/ds003400/versions/1.0.1">https://openneuro.org/datasets/ds003400/versions/1.0.1</a>	2
"HFO markings"	2	2000	<a href="https://openneuro.org/datasets/ds003498/versions/1.0.1">https://openneuro.org/datasets/ds003498/versions/1.0.1</a>	2
INDEC	1	250		1

## *B. Rutinas para la corrección de artefactos en señales EEG*

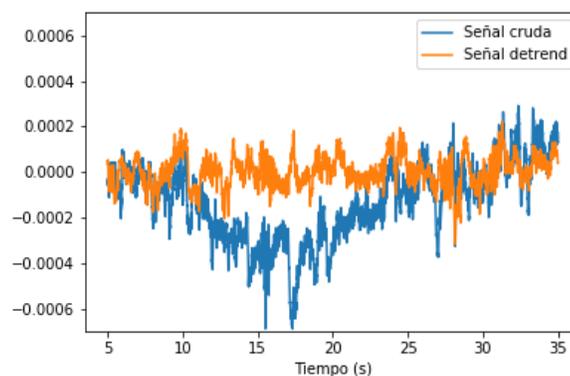
### *A. Carga de la señal*

Como se mencionó, la mayoría de los datos estudiados están almacenados en formato BrainVision. Para cargar las señales, se diseñó una función que permite la exploración de los directorios donde se encuentran almacenados los datos y tomar las rutas de los archivos ‘.vhdr’, que son los archivos encabezados y los archivos ‘.tsv’ donde se encuentra la información de los canales que deben ser excluidos. Estas rutas son almacenadas en dos nuevas variables.

Luego, para obtener la señal como un objeto Numpy, se diseñó una función donde se hace uso de una librería de Python llamada MNE, la cual permite la exploración, visualización y análisis de señales fisiológicas. La función llamada Load retorna una variable Numpy que contiene la señal, y la frecuencia de muestreo (Script anexo).

### *B. Detrend*

Una vez obtenida la señal, se eliminan las tendencias lineales, generalmente de baja frecuencia. Una comparación entre una señal original y una con tendencias eliminadas se puede observar en la Fig. 7.



*Fig. 7 Señal cruda y señal con detrend*

Se puede evidenciar que con el *detrend* se logran eliminar algunas tendencias de la señal que se asumen como ruido. La señal cruda originalmente contiene componentes de baja frecuencia y un nivel DC que es eliminado luego de aplicar la función de Python.

### C. Filtrado por Wavelet

El filtro Wavelet se aplicó a las señales resultantes, a continuación, se puede observar el resultado obtenido en dos señales (Fig. 8 y 9) luego de este paso del flujo

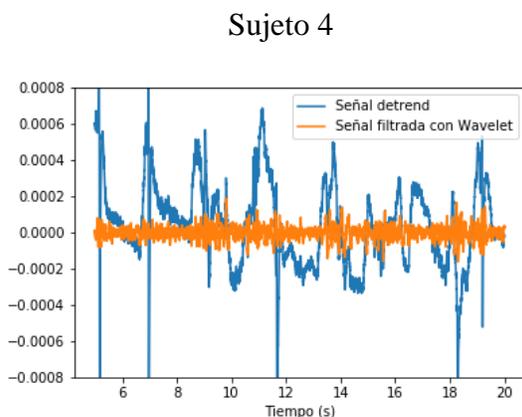


Fig. 8 Señal detrend y Filtrada con Wavelet

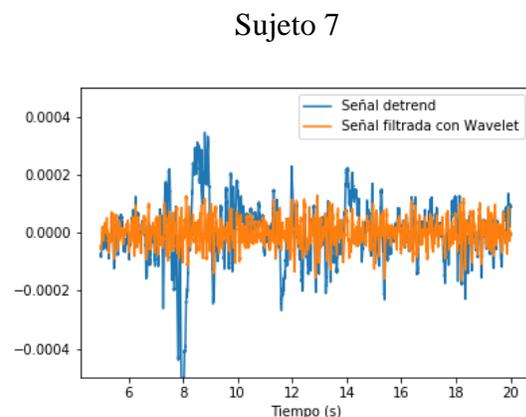


Fig. 9 Señal detrend y Filtrada con Wavelet

Comparando las señales antes y después del filtro, se nota una clara disminución de ruido y artefactos de las señales originales (azules). Es correcto afirmar que con la umbralización de los coeficientes de la descomposición si se logró eliminar componentes de mayor amplitud que se consideraban ruido y así, obtener una señal mucho más limpia.

### D. Filtro pasa altas

El último paso del filtrado consistió en la aplicación de 2 filtros pasa altas, el primero se aplica con el fin de encontrar HFO conocidas como “ripples” y el segundo para identificar “fast ripples”. Los filtros pasa-altas se aplicaron primero a las señales que ya habían sido filtradas con el filtro Wavelet.

Cada filtro se aplica independientemente a la señal obtenida en el paso anterior para dar como resultado 2 señales diferentes. En las Fig. 10 y 11 se presenta el resultado de aplicar ambos filtros a una de las señales: Estas señales se graficaron a diferente escala y así lograr evidenciar con mejor detalle las diferencias y comparaciones. Ambos filtros tienen un efecto evidente en la señal, se observa una disminución en la amplitud y se obtienen señales con componentes de muy altas frecuencias. Este resultado fue reiterativo para todos los sujetos y señales analizadas (Fig. 12 y 13).

#### Sujeto 4

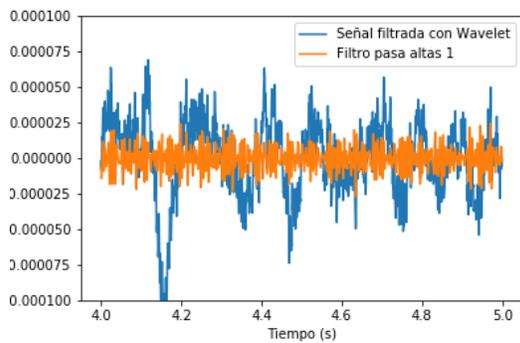


Fig. 10 Señal filtrada con Wavelet y señal con Filtro pasa altas 1

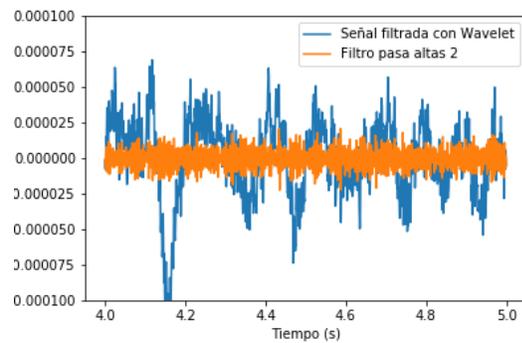


Fig. 11 Señal filtrada con Wavelet y señal con Filtro pasa altas 2

#### Sujeto 7

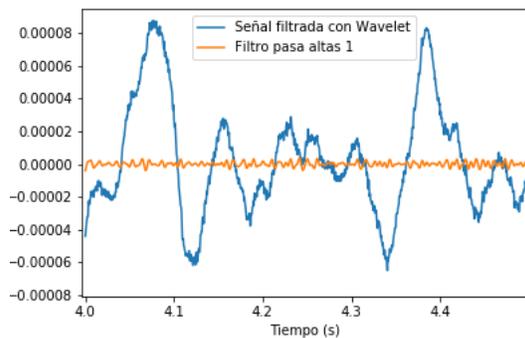


Fig. 12 Señal filtrada con Wavelet y señal con Filtro pasa altas 1

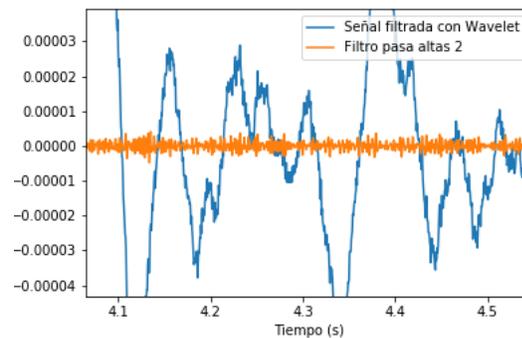
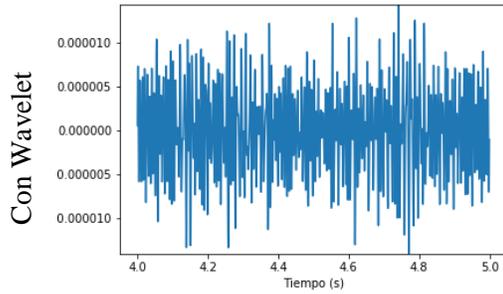


Fig. 13 Señal filtrada con Wavelet y señal con Filtro pasa altas 2

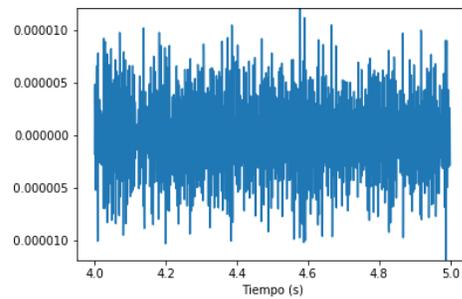
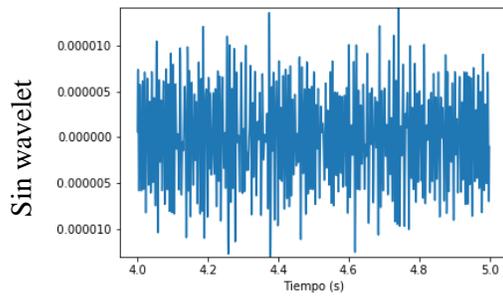
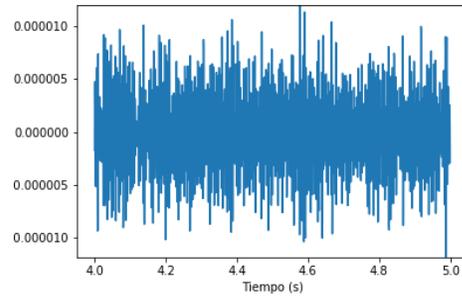
Luego, se decidió hacer un análisis comparando el efecto de los filtros pasa altas sobre las señales con el filtro wavelet y sin habérselo aplicado, es decir, las señales detrend

#### Sujeto 4

##### Filtro pasa altas 1

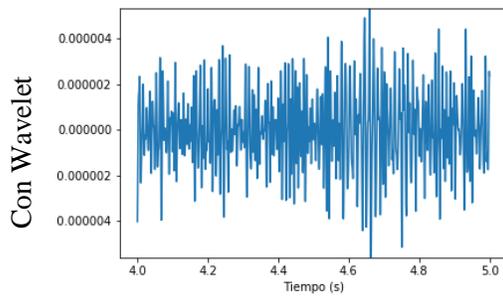


##### Filtro pasa altas 2

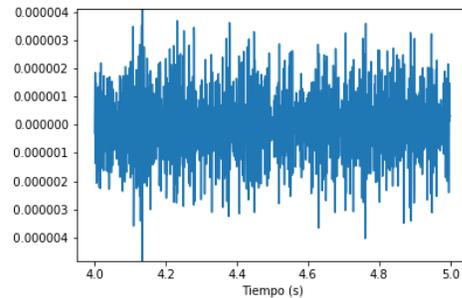


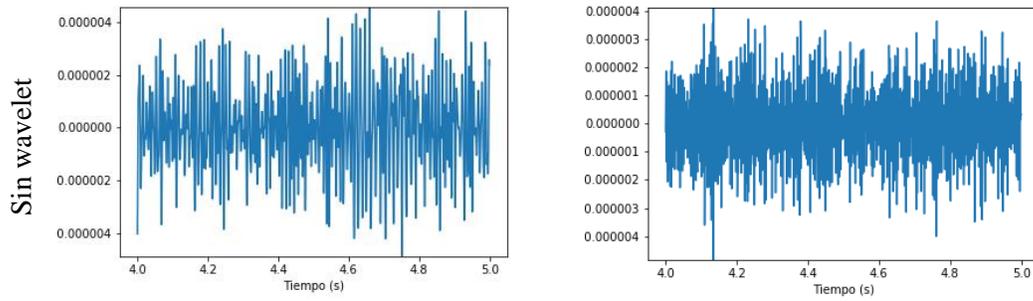
#### Sujeto 7

##### Filtro pasa altas 1

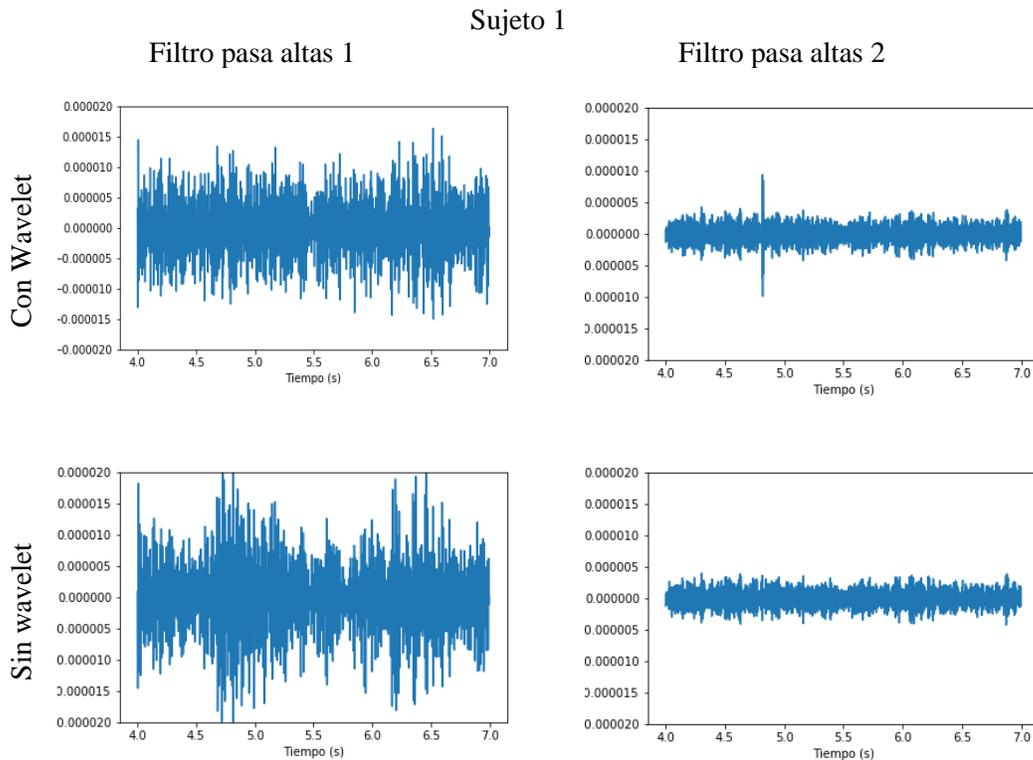


##### Filtro pasa altas 2





Al hacer la comparación, se observa que no hay diferencias visibles en el efecto de los filtros sobre las señales a las que se les aplica el filtro wavelet y a las que no. No se observan cambios en la amplitud ni en la morfología de estas. Este resultado también fue reiterativo en las señales analizadas, sin embargo, en 3 señales sí se observan diferencias, no obstante, no se pudo concluir que fueran sistemáticas.



La comparación establecida se observa en las anteriores gráficas, donde se evidencian cambios en la amplitud y morfología de las señales

### C. Análisis tiempo frecuencia

El análisis tiempo frecuencia se realizó con las señales filtradas con el filtro wavelet y ambos filtros pasa altas. Se aplicó la transformada continua de Wavelet y se graficó el espectro de potencia para analizar las señales en las frecuencias de interés. Las señales filtradas con el primer filtro pasa altas se analizaron entre 80 y 250 Hz, y las señales filtradas con el segundo filtro pasa altas se analizaron entre 200 y 450 Hz.

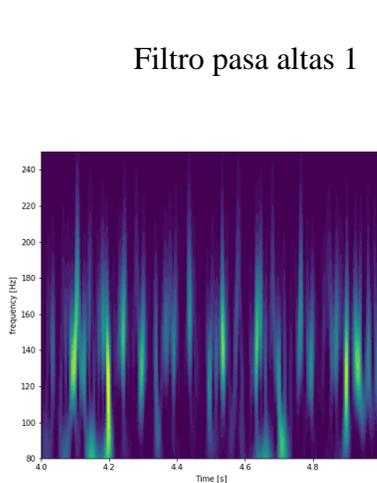


Fig. 14 Espectro de potencia de la señal filtrada con el filtro pasa altas 1

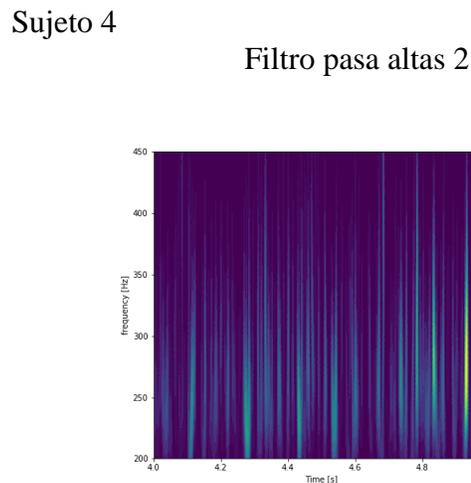
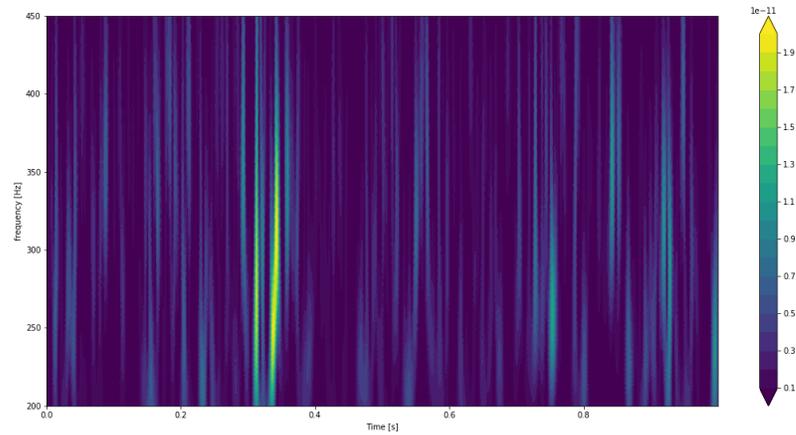


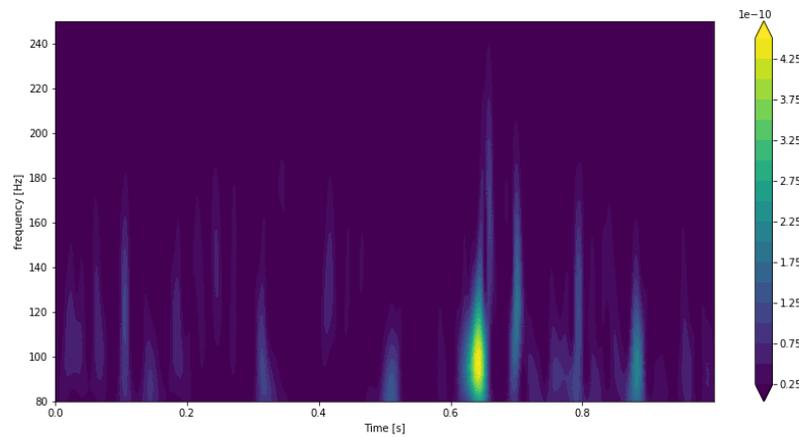
Fig. 15 Espectro de potencia de la señal filtrada con el filtro pasa altas 1

La Fig. 14 corresponde al espectro de potencia graficado de la señal filtrada con el filtro pasa altas 1 y la Fig. 15 corresponde al espectro de la señal filtrada con el Filtro pasa altas 2. En ambos casos se logran distinguir las componentes de alta frecuencia en hay en la señal, entre más componentes de cierta frecuencia existan, la potencia es mayor en ese punto y se visualiza como una franja amarilla más intensa.

Para validar la correcta identificación de las HFO, se tomaron los datos los sujetos 6 y 7, los cuales corresponden a los datasets con HFO marcados. Se hizo el análisis en tiempo frecuencia para estas señales y se especificaron los tiempos de la señal para hacer la búsqueda. Los resultados obtenidos fueron los siguientes:



*Fig. 16 Fast ripple identificado en una señal del sujeto 7*

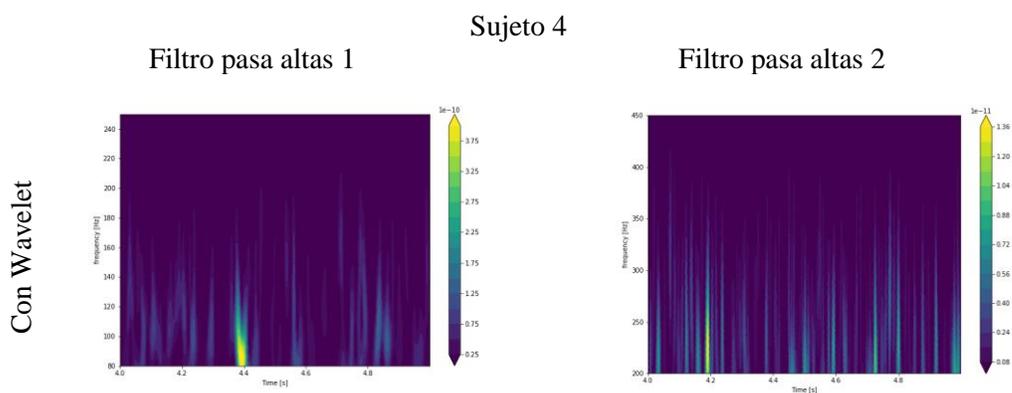


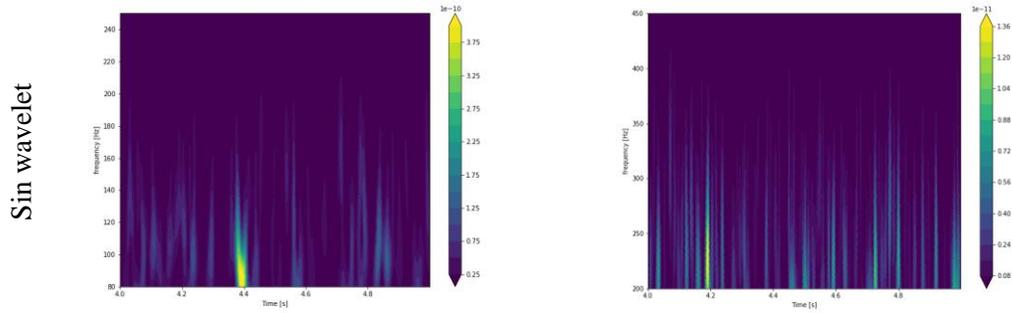
*Fig. 17 Ripple identificado en una señal del sujeto 6*

En la Fig. 16 se observa la supuesta identificación de un “fast ripple” en una señal del sujeto 7. La franja amarilla corresponde a un aumento de la potencia en este rango de frecuencias en el tiempo donde se especificaba que estaba esta oscilación. La Fig. 17 muestra un espectro de potencia de una señal del sujeto 6 donde se logró identificar un “ripple”, el aumento de potencia se evidencia en el tiempo marcado en el dataset.

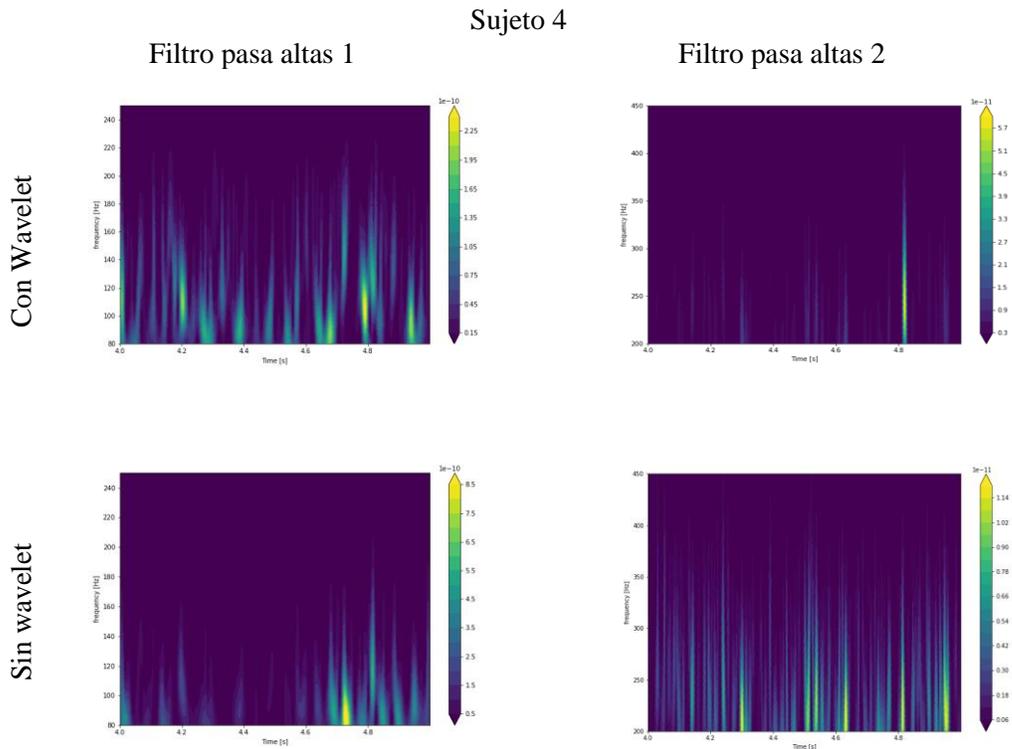
Se hizo este mismo análisis en todas las señales de estos dos sujetos y se encontraron espectros que permiten visualizar los aumentos de potencia en estos rangos de frecuencias en los tiempos marcados con oscilaciones alta frecuencia de ambos tipos. Se calculó un índice de exactitud de 0.7 de la siguiente manera: Se tomaron 30 segmentos de señal marcados con HFO y 30 segmentos de señal en los que no se tiene información de que hallan HFO y se evaluaron los falsos positivos, falsos negativos, verdaderos positivos y verdaderos negativos. Es válido afirmar que el análisis con la transformada de Wavelet permite la identificación de estas componentes de alta frecuencia en estas señales.

Por último, se decidió hacer otra comparación entre los espectros obtenidos de las señales que fueron filtradas con el Filtro Wavelet y las que no. Los resultados obtenidos corresponden a los encontrados en el anterior paso de procesamiento, esto es, que no se notan diferencias significativas entre los espectros obtenidos de las señales filtradas con Wavelet y las que no.





No obstante, algunas diferencias fueron identificadas en las mismas señales donde se notaron diferencias haciendo la comparación en el paso anterior de procesamiento.



Con esta comparación se logran establecer diferencias en los espectros de ambas señales (filtradas y no filtradas) como cambios en los máximos de potencia y en la visualización de estos, es decir, en algunos espectros correspondientes a la misma señal se, se evidencian granjas de potencia que en otros espectros no se alcanzan a visualizar. Estas

diferencias encontradas tanto en el análisis tiempo frecuencia, como en el análisis temporal, son diferencias que no son reiterativas en todas las señales y no se atribuyen a situaciones específicas que se puedan identificar, y es probable que se deban a ruidos o artefactos de estas señales específicas que no se lograron eliminar.

Por otro lado, teniendo en cuenta los resultados obtenidos para las señales filtradas con Wavelet y las no filtradas, se puede establecer que hay pocas diferencias entre estos resultados debido a que al aplicar los filtros pasa alta, se eliminan todas las componentes de más baja frecuencia presentes en ambas señales y dejando solo componentes de alta frecuencia que no se alteran al aplicar el filtro Wavelet.

## VI. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

La base de datos construida recoge e integra información clínica de sujetos con epilepsia lo que permite el análisis de las señales EEG de pacientes con esta enfermedad. Se espera que con esta información sea posible dar continuidad al estudio de la epilepsia y avanzar en nuevas técnicas de procesamiento de señales para el diagnóstico y tratamiento de esta enfermedad.

El flujo de procesamiento diseñado para la corrección de artefactos y eliminación de ruido permite obtener señales EEG más limpias aptas para su estudio y análisis en el tiempo puesto que se facilita la observación e identificación de morfologías o tendencias presentes en estas.

Los algoritmos propuestos para el análisis en tiempo frecuencia son útiles para el estudio de estas señales que contienen componentes de altas frecuencias. La transformada de Wavelet y la gráfica del espectro de potencia permitió la identificación visual de estos tipos de oscilaciones de alta frecuencia, no obstante, se requiere hacer un análisis estadístico para establecer una identificación cuantitativa de estas oscilaciones y así lograr una detección más automática.

Con respecto a la identificación de la zona epileptogénica, es necesario hacer un estudio más extenso teniendo en cuenta la posición de los electrodos e integrando las patologías y síntomas asociados.

Por último, el beneficio clínico brindado por los HFO como un biomarcador para la epilepsia no ha sido comprobado hasta ahora, la predicción de la zona epileptogénica, haciendo uso de la detección de estas oscilaciones todavía es objeto de estudio. Por otro lado, los requerimientos técnicos y metodológicos para el análisis de los HFO deben ser definidos y estandarizados de manera que sean accesibles y asequibles y así garantizar su replicación. Una vez esto, se puede apostar a la mejora de la adquisición de información médica para facilitar el estudio de estas oscilaciones, como, por ejemplo, equipos de electroencefalografía con frecuencias de muestreo más altas y dar principio también al análisis de datos a mayor escala con técnicas de procesamiento que hacen uso de la inteligencia artificial.

## VII. REFERENCIAS

- [1] D. H. Lowenstein, “Seizures and Epilepsy,” in *Harrison’s Principles of Internal Medicine, 20e*, J. L. Jameson, A. S. Fauci, D. L. Kasper, S. L. Hauser, D. L. Longo, and J. Loscalzo, Eds. New York, NY: McGraw-Hill Education, 2018.
- [2] Instituto Neurológico de Colombia, “Epilepsia.” [Online]. Available: <http://institutoneurologico.org/index.php/component/sppagebuilder/?view=page&id=7>.
- [3] “Epilepsia - Síntomas y causas - Mayo Clinic.” [Online]. Available: <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/epilepsy/symptoms-causes/syc-20350093>.
- [4] WHO, “Epilepsia,” 2019. [Online]. Available: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/epilepsy>.
- [5] “Epilepsia: mucho más que convulsiones.” [Online]. Available: <https://www.minsalud.gov.co/Paginas/Epilepsia-mucho-mas-que-convulsiones.aspx>.
- [6] “Stereoencephalography (sEEG) | Children’s Hospital of Philadelphia.” [Online]. Available: <https://www.chop.edu/services/stereoencephalography-seeg>.
- [7] C. J. Park and S. B. Hong, “High Frequency Oscillations in Epilepsy: Detection Methods and Considerations in Clinical Application,” *J. Epilepsy Res.*, vol. 9, no. 1, pp. 1–13, Jan. 2019.
- [8] M. Zijlmans *et al.*, “How to record high-frequency oscillations in epilepsy: A practical guideline.” *Epilepsia*, vol. 58, no. 8, pp. 1305–1315, Aug. 2017.
- [9] L. Huang, X. Ni, W. Ditto, M. Spano, P. Carney, and Y.-C. Lai, “Detecting and characterizing high frequency oscillations in epilepsy - A case study of big data analysis,” *R. Soc. Open Sci.*, vol. 4, 2016.
- [10] R. S. Fisher *et al.*, “Epileptic seizures and epilepsy: definitions proposed by the International League Against Epilepsy (ILAE) and the International Bureau for

- Epilepsy (IBE).,” *Epilepsia*, vol. 46, no. 4, pp. 470–472, Apr. 2005.
- [11] V. C. Douglas and M. J. Aminoff, “Epilepsia,” in *Diagnóstico clínico y tratamiento 2021*, M. A. Papadakis, S. J. McPhee, and M. W. Rabow, Eds. New York, NY: McGraw-Hill Education, 2021.
- [12] A. H. Ropper, M. A. Samuels, J. P. Klein, and S. Prasad, “Epilepsia y otros trastornos convulsivos,” in *Adams y Victor. Principios de neurología, 11e*, New York, NY: McGraw-Hill Education, 2020.
- [13] G. Reyes Botero and C. Santiago Uribe, “Epilepsia refractaria Refractory epilepsy Revisión.” pp. 34–46, Mar-2010.
- [14] J. Carrizosa and W. Cornejo Ochoa, “¿Qué es la epilepsia refractaria?,” Medellín, Colombia, Jun. 2003.
- [15] N. E. F. Garza, “Electroencefalografía,” in *Manual de laboratorio de fisiología, 6e*, New York, NY: McGraw-Hill Education, 2015.
- [16] C. D. Hahn and R. G. Emerson, “Electroencephalography and Evoked Potentials,” J. Jankovic MD, J. C. Mazziotta MD, PhD, S. L. Pomeroy MD, PhD, and N. J. Newman MD, Eds. 2022, p. 430–446.e10.
- [17] E. K. St. Louis *et al.*, “Electroencephalography (EEG): An Introductory Text and Atlas of Normal and Abnormal Findings in Adults, Children, and Infants.” American Epilepsy Society, 2016.
- [18] J. Gonzalez-Martinez and P. Chauvel, “Intracranial Monitoring: Stereo-Electroencephalography Recording,” H. R. Winn MD, Ed. 2017, p. 478–484.e2.
- [19] Y. Nagahama *et al.*, “Intracranial EEG for seizure focus localization: evolving techniques, outcomes, complications, and utility of combining surface and depth electrodes,” *J. Neurosurg. JNS*, vol. 130, no. 4, pp. 1180–1192, 2019.
- [20] M. Zijlmans, P. Jiruska, R. Zelmann, F. S. S. Leijten, J. G. R. Jefferys, and J. Gotman, “High-frequency oscillations as a new biomarker in epilepsy,” *Ann. Neurol.*, vol. 71, no. 2, pp. 169–178, Feb. 2012.
- [21] S. Burnos, B. Frauscher, R. Zelmann, C. Haegelen, J. Sarthain, and J. Gotman, “The

morphology of high frequency oscillations (HFO) does not improve delineating the epileptogenic zone,” *Clin. Neurophysiol.*, vol. 127, no. 4, pp. 2140–2148, 2016.

- [22] A. Savelainen, “An introduction to EEG artifacts,” 2010.
- [23] G. Luo and D. Zhang, “Wavelet Denoising,” in *Advances in Wavelet Theory and Their Applications in Engineering*, 2012, pp. 59–70.
- [24] R. Madan and S. Kr, “Signal Filtering Using Discrete Wavelet Transform,” *Int J Recent Trends Eng*, vol. 2, 2009.
- [25] O. J. Olarte and D. A. Sierra, “Determinación de los parámetros asociados al filtro wavelet por umbralización aplicado a filtrado de interferencias electrocardiográficas,” *Rev. UIS Ing.*, vol. 6, no. 2, pp. 33–44, 2007.
- [26] J. F. Hipp, “Time-Frequency Analysis BT - Encyclopedia of Computational Neuroscience,” D. Jaeger and R. Jung, Eds. New York, NY: Springer New York, 2013, pp. 1–3.
- [27] C. Torrence and G. P. Compo, “A Practical Guide to Wavelet Analysis,” *Bull. Am. Meteorol. Soc.*, vol. 79, no. 1, pp. 61–78, 1998.
- [28] J. Cortés, H. C. Garzón, and J. C. O, “Del Análisis De Fourier A Las Wavelets - Transformada Continua Wavelet (Cwt),” *Sci. Tech.*, vol. 1, no. 37 SE-Eléctrica, Dec. 2007.
- [29] J. Ochoa, “Time-Frequency Analysis.” Medellín, Colombia, 2020.