



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA ELECTRÓNICA

MAESTRÍA EN CIENCIAS DE LA ELECTRÓNICA

OPCIÓN EN AUTOMATIZACIÓN

**“Implementación de un sistema de monitoreo de
señales EEG de pacientes con Epilepsia que active
una alerta cuando existan crisis”**

T E S I S

Que para obtener el título de:

Maestro en Ciencias de la Electrónica

PRESENTA:

Ing. Luis Filiberto Regino Medina *

Directores:

Dra. María Monserrat Morín Castillo (FCE-BUAP)

Dr. Carlos Leopoldo Pando Lambruschini (IFUAP)

Dra. Alina Santillán Guzmán (UPAEP)

Puebla, México

Noviembre 2021

***BECARIO CONACYT**

RESUMEN

La electroencefalografía (EEG) se usa comúnmente para analizar las señales cerebrales y poder determinar si la persona en estudio padece algún trastorno o enfermedad, tal como la Epilepsia [1]. La Epilepsia puede entenderse como un trastorno cerebral que trae consigo una serie de alteraciones debidas a una falla en las funciones normales de un conglomerado de neuronas, las cuales se manifiestan como un exceso de actividad eléctrica o la emisión de muchas señales al mismo tiempo y más rápido de lo normal [2, 3].

La epilepsia puede ser generalizada (cuando las descargas involucran el cerebro completo) y focalizada o parcial (cuando las descargas emergen de una o más áreas localizadas del cerebro [1, 2, 4]. Es por ello, que en este último caso es necesario saber la fuente que originó tal descarga.

Actualmente, existen diferentes herramientas y algoritmos que permiten la detección de fuentes a partir de los registros electroencefalográficos. Tal es el caso de CURRY Neuroimaging Suite software [5], el cual cuenta con herramientas de procesamiento y análisis de datos y de imágenes permitiendo hacer un filtrado de las señales, análisis de densidad de corriente, análisis de dipolos y localización de fuentes. Sin embargo, su costo es elevado. De igual manera, existen algoritmos para la detección del inicio de eventos epilépticos. Algunos de ellos usan wavelets, energía, entropía, desviación estándar [6, 7], mientras que otros hacen la detección usando cálculos estadísticos [8].

Un aspecto que se ha considerado poco, es la situación que viven las familias cuando tienen un paciente con epilepsia, pues es bien conocido que tienen un desgaste emocional y físico bastante grande, debido a la incertidumbre de no saber cuándo sucederá el siguiente episodio. Esta es una de las razones por las que se propone generar una herramienta que apoye a las personas que están al cuidado del paciente, para detectar al menos en segundos previos de dicho episodio. Esta herramienta debe emitir alguna señal, ya sea del tipo: sonoro, emisor de luz, etc. que permita a las personas con el padecimiento ponerse a salvo ya que muchos se lastiman o pueden ahogarse al no controlar sus movimientos. Por eso primeramente se analizarán los diferentes tipos de sensores y que puedan determinar, a través de señales electrodérmicas, cambios en los pacientes cuando un evento epiléptico está por ocurrir [9].

En el presente proyecto de tesis se pretende realizar una pantalla de monitoreo de las señales EEG y a su vez, a través de algoritmos matemáticos basados en modelos de medio conductor que permitan validar el funcionamiento del sistema, es decir generar un EEG sintético por medio de la solución de un problema directo. Una vez localizadas las fuentes, si éstas y las señales EEG (o de movimiento) superan un cierto umbral, se activará una alerta (luz, sonido, etc.) que indique que el paciente está sufriendo una crisis epiléptica y brindarle la ayuda correspondiente.

Contenido

I. INTRODUCCIÓN	6
II. Objetivo general:	7
III. Objetivos específicos:.....	7
IV. Propuesta de solución de tesis	7
V. JUSTIFICACIÓN	8
Capítulo 1. Antecedentes.....	9
1.1 Historia.....	9
1.2 Estado del arte.....	10
1.2.1 Algoritmo de detección de eventos de eventos epilépticos basado en medidas y entropía enfocado en pacientes críticos.....	10
1.2.2 Detección de eventos epilépticos de ausencia usando cálculos estadísticos	10
Capítulo 2. Marco Teórico	12
2.1 Conceptos básicos matemáticos.....	12
2.1.1 Gradiente	12
2.1.2 Divergencia	12
2.1.3 Rotacional	13
2.2 Fundamentos de electromagnetismo.....	13
2.2.1 Ecuaciones de Maxwell.....	13
2.2.2 Ecuación de continuidad	14
2.3 Modelos matemáticos del cerebro	15
2.3.2 Modelos esferoidales de la cabeza.....	15
2.3.3 Modelos realistas con forma esférica.....	16
2.4 Electroencefalograma	16
2.4.1. Ondas de actividad del EEG.....	18
2.4.2. Clasificación de las ondas cerebrales	19
2.4.3. Registro para un electroencefalograma.....	20
2.4.4. Sistema de posicionamiento de electrodos.....	22
2.4.5. Tipos de montaje de electrodos.....	23
2.5 Epilepsia.....	24
2.5.1 Epilepsia de ausencia	25

2.6 Fundamentos para el procesamiento de señales (en el tiempo)	26
2.6.1 Varianza	26
2.6.2 Curtosis	27
2.7 Fundamentos para el procesamiento de señales (frecuencia)	27
2.7.1 Densidad Espectral de Potencia	27
2.7.2 Potencia de banda.....	27
2.7.3 Entropía espectral	28
2.8 Medidas de desempeño utilizadas.....	28
2.9 Modelado matemático del cerebro.....	29
2.9.1 Solución asociada al problema de contorno superficial.....	33
2.9.2 Problema de contorno superficial.....	37
Capítulo 3. Caracterización de señales epilépticas de ausencia	41
3.1 Procedimiento	41
3.1.1 Varianza	43
3.1.2 Curtosis	46
3.1.3 Densidad Espectral de Potencia	48
3.1.4 Potencia de bandas	49
3.1.5 Entropía espectral	51
3.2 GENERACIÓN DE SEÑALES SINTÉTICAS	53
3.2.1 Ajuste de señales.....	53
3.2.2 Señal base	53
3.2.3 Espigas	54
Capítulo 4. Implementación	56
4.1 Algoritmo de detección de eventos epilépticos de ausencia.....	56
4.1.1 Detección de eventos epilépticos de ausencia con EEG sintético	56
4.1.2 Detección de eventos epilépticos de ausencia con los registros EEG	58
4.2 Medidas de desempeño del algoritmo de detección de eventos epilépticos de ausencia.....	61
4.2.1 Tiempo de respuesta para la detección de un evento epiléptico de ausencia.....	63
4.2 Interfaz gráfica para detección de eventos epilépticos de ausencia.....	64
4.3 Alarma en la detección de eventos epilépticos	66

CONCLUSIONES.....	69
REFERENCIAS	71
Apéndice.....	74
A. Fuente ubicada en el volumen de la corteza cerebral.....	74
Anexo	76

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2. 1 Tipos de ondas epilépticas. En forma de secuencial descendentes se muestran punta-onda, ondas lentas paroxísticas, onda polipunta y puntas intercríticas [21].....	18
Figura 2. 2 Señales electroencefalográficas típicas [21].	20
Figura 2. 3 Electrodo de contacto.	21
Figura 2. 4 Representación del sistema 10-20. El cerebro es mapeado por cuatro puntos: Nasal, Occipital y preauriculares derechos e izquierdo (orejas). Los números se utilizan para diferenciar los lados, siendo impares el lado izquierdo y par el derecho [21].....	23
Figura 2. 5 Registro. En el lado izquierdo podemos observar un registro referencial con A1 y A2. En el lado derecho un registro bipolar [21].	24
Figura 2. 6 Señal punta-onda lenta [35].	26
Figura 2. 7 Gráfica de la fuente $g(\theta)$ y la fuente aproximada por coeficientes de Fourier $gN(\theta)$	38
Figura 2. 8 Medición sobre el cuero cabelludo producida por la fuente y medición con un error aleatorio.	38
Figura 2. 9 Comparación de la fuente exacta y la fuente regularizada que se obtiene a partir de una medición con error.	39
Figura 3. 1 Esquema del procesamiento de señales	42
Figura 3. 2 Primer segmento de señales epilépticas de ausencia y segundos antes del evento del registro EEG1.	43
Figura 3. 3 Primer segmento de señales normales del registro EEG1.....	44
Figura 3. 4 Varianza de los segmentos antes, durante y normales del registro EEG1 obtenidas con MATLAB.	44
Figura 3.5 Promedio de varianza de los nueve registros EEG.	46
Figura 3. 6 Curtosis de los segmentos antes, durante y normales del registro EEG1 obtenidas con MATLAB.	47
Figura 3. 7 Promedio de curtosis de los nueve registros EEG	48

Figura 3. 8 Espectros de potencia del primer evento epiléptico, del registro EEG1, del canal O1, antes (línea continua), durante el evento epiléptico (línea con círculos) y en segmento normal (línea con cruces).	49
Figura 3. 9 Potencia de bandas (de todo el segmento, de la banda alfa, beta y teta) del registro EEG3 (de todos los canales) en un segmento de señales normales.....	50
Figura 3. 10 Promedio de la entropía de los nueve registros EEG.....	52
Figura 3. 11 Señal con evento epiléptico de ausencia (en negro) y señal base (onda) ajustada con Origin (rojo).....	54
Figura 3. 12 Ajuste de una espiga. En negro la señal original EEG, en rojo su ajuste usando una señal senoidal. Datos obtenidos de Origin.....	55
Figura 4. 1 Detección del algoritmo (a) comparado con el evento epiléptico de ausencia sintético (b), donde el valor uno es un evento detectado y cero es una señal considerada normal.....	58
Figura 4. 2.Detección del algoritmo (a) comparado con el EEG en el primer evento epilépticos de ausencia (b) y con el segundo (c) del registro EEG2, donde el valor uno es un evento detectado y cero es una señal considerada normal.....	64
Figura 4. 3 Interfaz gráfica para detección de eventos epilépticos.....	65
Figura 4. 4 Un dispositivo arduino se conecta a un dispositivo que ejecuta	67
Figura 4. 5 Conexión de arduino para la alarma.	68
Figura 4. 6 Alerta enviada por correo electrónico.	68

I. INTRODUCCIÓN

El flujo y el procesamiento de la información ocurren en el cerebro de manera eléctrica y química, por lo que se necesita visualizar estos procesos por lapsos extensos de tiempo. En particular, las técnicas electrofisiológicas se basan en registrar de forma cercana o distante la corriente eléctrica que circula a través de membranas neuronales, o de corrientes secundarias que se deriven de estas. De esta forma, estos impulsos eléctricos pueden ser asociados e interpretados con actividades fisiológicas, como el sueño o vigilia, en respuesta a eventos cotidianos, como leer, escuchar música, patologías, tales como enfermedades cerebrovasculares, cicatrización del tejido nervioso.

El análisis de frecuencias del electroencefalograma (EEG) ha demostrado ser un método eficaz para la evaluación de pacientes con lesiones cerebrales. Según el artículo “Evolución electroencefalográfica en un paciente con secuelas pos traumatismo cerebral grave” indica que la potencia absoluta de las oscilaciones tiende a disminuir junto con la modulación local y a distancia. Tales secuelas se presentan en la modificación del espectro de potencia, con una baja intensidad y desorganización de las frecuencias. Algunos espectros pueden tener una apariencia semejante, pero pueden variar en su amplitud global, esto se debe a que los espectros “crudos” actúan por un Factor de Escala Global (FEG), cuya diferencia disminuye la variabilidad no fisiológica y esto ayuda a mejorar la precisión del diagnóstico y se convierte en una poderosa herramienta para despejar incógnitas como disfunciones, malformaciones, hemorragias e infartos cerebrales.

A lo largo de las últimas dos décadas una variedad de estudios ha evaluado la posibilidad de que las señales registradas a través de la cabeza provenientes de la actividad cerebral puedan crear una tendencia tecnológica que no requiera control muscular, ya sea mandando mensajes o ejecutando comandos con el mundo externo; a este interfaz se le llama Interfaz Cerebro-Computadora (ICC). A grandes rasgos un sistema ICC adquiere la señal EEG, las cuales son procesadas para poder identificar características específicas que puedan reflejar la intención del paciente. Un proceso de comunicación hombre-máquina en una ICC se conforma de las siguientes etapas.

- Estimulación del sujeto, provocando una señal EEG que pueda ser reconocida en las áreas corticales sensoriales seleccionadas.
- Adquirir la señal EEG
- Procesamiento de la señal para incrementar la relación señal a ruido y poder extraer características e identificar cada estímulo.
- Clasificación de las señales y asignación de comando.

Es una línea de investigación sobre el EEG que nos permite adquirir un panorama sobre los alcances de la electroencefalografía.

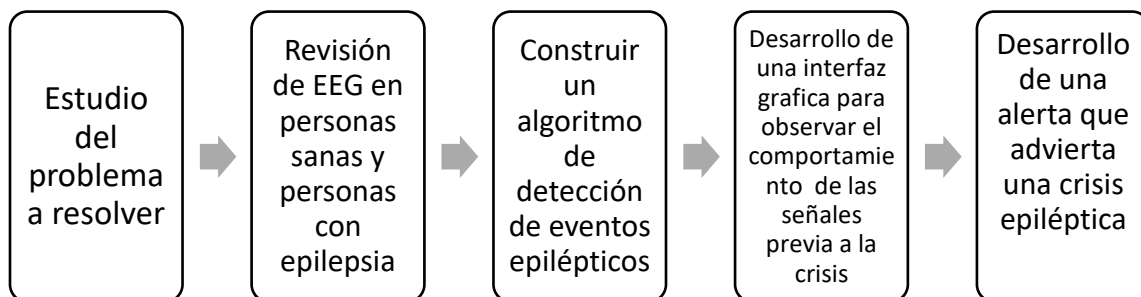
II. Objetivo general:

Desarrollo de un sistema de monitoreo (interfaz gráfica) de señales EEG registradas con un sistema de registro electroencefalográfico que permita hacer la detección del inicio de un evento epiléptico en tiempo real y active una alarma (puede ser sonora, en forma de mensaje, de luz,) cuando el paciente esté sufriendo un ataque epiléptico.

III. Objetivos específicos:

- Identificar características en las señales EEG en tiempo y frecuencia correspondientes a sujetos sanos.
- Identificar características en las señales EEG en tiempo y frecuencia correspondientes a pacientes con Epilepsia.
- Obtener y analizar EEG de pacientes con epilepsia.
- Implementar un algoritmo de detección de eventos epilépticos usando MATLAB.
- Desarrollar un proceso algorítmico de detección de eventos epilépticos utilizando señales sintéticas desarrolladas por un modelo matemático.
- Implementar una alarma que se active una vez que comience un evento epiléptico, la cual pretende ser preventiva.

IV. Propuesta de solución de tesis



V. JUSTIFICACIÓN

La Epilepsia es una de las enfermedades cerebrales más comunes, por esta razón es necesario crear dispositivos que puedan estar monitoreando la actividad cerebral de los pacientes con Epilepsia. Especialmente si dichos dispositivos cuentan también con algún tipo de alerta preventiva, es decir que pueda informar a familiares y médicos que el paciente está sufriendo una crisis y pueda ser atendido de forma temprana. El principal aporte de esta tesis es desarrollar un dispositivo de alerta, con un respaldo sustentado en un modelo matemático, a través del cual se puedan procesar y validar señales generadas de forma sintética, lo cual nos permita sustentar la fiabilidad del dispositivo.

Capítulo 1. Antecedentes

Se realizó una revisión histórica de los aspectos más importantes del electroencefalograma, realizaremos una retrospectiva de cómo se descubrió la señal eléctrica del cerebro hasta como la perspectiva actual de las investigaciones sobre la reconstrucción de las señales del cerebro utilizando procedimientos no invasivos, la cual es la principal finalidad del electroencefalograma.

1.1 Historia

El electroencefalograma (EEG), es un registro eléctrico de las diferencias producidas por el potencial de las neuronas. Esta actividad eléctrica presente en el cerebro es una forma especializada del fenómeno general de la electricidad de toda célula viviente. Luigi Galvani en 1790 demostró dos propiedades eléctricas de los músculos:

- 1.- La contracción muscular se manifiesta gracias a la estimulación eléctrica.
- 2.- Durante una contracción originada por un estímulo se producía corriente eléctrica.

Basándose en estas observaciones, el nervio que va al músculo y el cerebro que controla el nervio tuvieron propiedades eléctricas similares.

El fisiólogo inglés Caton en 1875, demostró que el cerebro de los conejos muestra actividad eléctrica. Con el invento del galvanómetro de cuerda por Einthoven en 1899, los fisiólogos y médicos fueron capaces de estudiar el fenómeno eléctrico creado por la contracción de un músculo y del corazón [10].

Pavel Kaufman y Pradvich Neminsky en 1912 fueron los primeros en establecer que los potenciales eléctricos cerebrales se podían registrar a través del cráneo intacto. Estos experimentos fueron realizados colocando electrodos en la corteza cerebral de perros y en su cráneo [11], los cuales sirvieron para encontrar descargas de EEG y pudieron ser clasificadas.

Hans Berger en 1926 psiquiatra de Jena, Alemania, empezó a registrar por primera vez actividad eléctrica cerebral en humanos, por esta razón es considerado como el padre de la electroencefalografía. El primer paciente considerado para un electroencefalograma fue una persona que tenía un defecto en el cráneo, el paciente tenía una trepanación, por lo que registró la actividad eléctrica del cerebro, sin la alteración que causa el cráneo en la conducción eléctrica. De esta forma el primer electroencefalograma fue documentado. Los trabajos de Berger fueron menospreciados y mirados con escepticismo y tuvieron poca relevancia para esa época.

Los fisiólogos ingleses Adrián y Mathews en 1934, retomaron los trabajos de Berger y confirmaron el origen cerebral del ritmo alfa descrito por Berger en las regiones occipitales y propusieron el nombre de ritmo de Berger. Posteriormente los trabajos se fueron reproduciendo rápidamente y este método de investigación fue tomado en muchos centros [10].

1.2 Estado del arte

1.2.1 Algoritmo de detección de eventos de eventos epilépticos basado en medidas y entropía enfocado en pacientes críticos

En la actualidad se ha estudiado y encontrado con algoritmos de detección de eventos epilépticos. En este caso particular hablaremos de una tesis en el cual el objetivo principal es implementar un algoritmo de detección de crisis epilépticas en tiempo real. Su estudio se basa como lo menciona el título en detectar crisis epilépticas utilizando medidas de energía y entropía. Donde el algoritmo está constituido por 5 módulos, los cuales son: Extracción de características, filtrado de características, eliminación de artefactos, toma de decisiones, combinación de algoritmos. Teniendo como resultados en su conjunto de prueba en casos de crisis mayores a 10 segundos se detectan 41 crisis y se generan 36 falsas detecciones, lo cual se traduce en una tasa de verdaderos positivos del 91.1% y una tasa de falsos positivos por hora del 0.6 (1/Hrs) pero en un conjunto de pruebas en crisis menores a 10 segundos no se cuenta con algún porcentaje, pero se generan 96 falsos positivos, lo que significa una tasa de falsos positivos de 1,61 (1/Hrs) [12].

1.2.2 Detección de eventos epilépticos de ausencia usando cálculos estadísticos

En este trabajo se presenta un algoritmo de detección de eventos epilépticos utilizando cálculos estadísticos los cuales fueron varianza y curtosis, junto con una interfaz gráfica para que el usuario pueda visualizar, analizar las señales y poder identificar como se puede observar en la figura 1.2. El funcionamiento de la detección se basa en calcular la varianza y la curtosis cada 0.5 segundos.

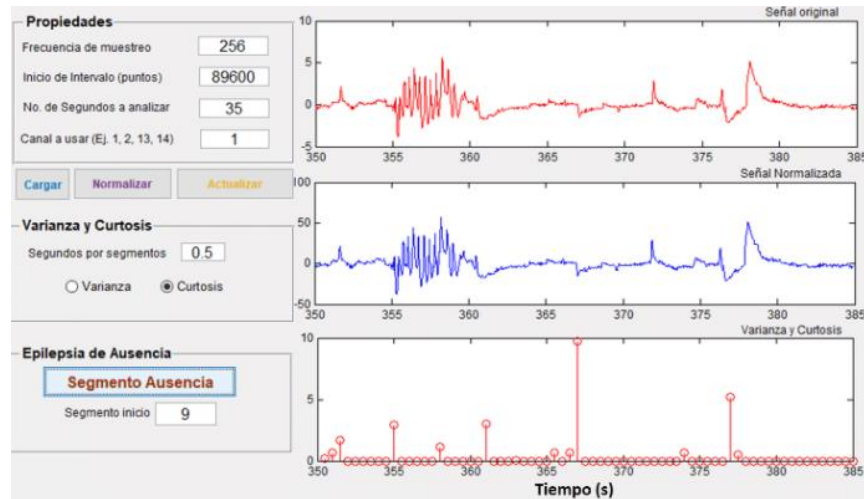


Figura 1. 2 Interfaz gráfica para la detección de eventos epilépticos de ausencia usando cálculos estadísticos [8].

Se obtienen múltiples resultados variando los segmentos de cálculo de la varianza y curtosis, teniendo como resultado destacado el 84% de los eventos detectados [8].

Capítulo 2. Marco Teórico

En este capítulo se explicarán los conceptos abordados en el trabajo. Dando un panorama para comprender de mejor forma los temas que conciernen a un sistema de monitoreo de EEG de pacientes con epilepsia y emitir una alerta en caso de crisis. Iniciaremos explicando los conceptos matemáticos y electromagnéticos. Posteriormente se explicarán los conceptos de electroencefalograma; donde se aclarará la forma en la que se realizan, que se mide y como lo podemos realizar.

2.1 Conceptos básicos matemáticos

2.1.1 Gradiente

Sea $f(x, y, z)$ una función escalar diferenciable definida en el espacio R^3 , en donde x, y, z son coordenadas cartesianas de un punto en dicho espacio, el gradiente se define como:

$$\text{grad } f = \mathbf{i} \frac{\partial}{\partial x} + \mathbf{j} \frac{\partial}{\partial y} + \mathbf{k} \frac{\partial}{\partial z} \quad (1)$$

Donde $\mathbf{i}, \mathbf{j}, \mathbf{k}$ vectores unitarios

Si introducimos el operador nabra (∇) definido

$$\nabla = \mathbf{i} \frac{\partial}{\partial x} + \mathbf{j} \frac{\partial}{\partial y} + \mathbf{k} \frac{\partial}{\partial z} \quad (2)$$

Por lo tanto, la ecuación (1) puede reescribirse de la siguiente manera:

$$\nabla f = \mathbf{i} \frac{\partial f}{\partial x} + \mathbf{j} \frac{\partial f}{\partial y} + \mathbf{k} \frac{\partial f}{\partial z} \quad (3)$$

El gradiente puede ser interpretado como un punto (x_p, y_p, z_p) definido en f , el gradiente expresa la dirección máxima de crecimiento de f .

2.1.2 Divergencia

Un campo vectorial \mathbf{F} cuyas componentes P, Q y R son funciones escalares en R^3 , la divergencia de \mathbf{F} es una función de tres variables definida por

$$\text{div } \mathbf{F} = \mathbf{i} \frac{\partial P}{\partial x} + \mathbf{j} \frac{\partial Q}{\partial y} + \mathbf{k} \frac{\partial R}{\partial z} \quad (4)$$

Al igual que el gradiente podemos reescribir en términos de nabra (∇), expresando que la divergencia es el producto punto de nabra y el campo vectorial \mathbf{F}

$$\nabla \cdot \mathbf{F} = \mathbf{i} \frac{\partial P}{\partial x} + \mathbf{j} \frac{\partial Q}{\partial y} + \mathbf{k} \frac{\partial R}{\partial z} \quad (5)$$

La divergencia se expresa como la razón de expansión de un campo vectorial en un volumen delimitado.

2.1.3 Rotacional

Teniendo un campo vectorial \mathbf{F} , cuyas funciones componentes P, Q y R son funciones escalares en R^3 y sus derivadas parciales existen entonces el rotacional es el campo vectorial sobre R^3 que se define como

$$\text{rot } \mathbf{F} = \mathbf{i} \left(\frac{\partial R}{\partial y} - \frac{\partial Q}{\partial z} \right) + \mathbf{k} \left(\frac{\partial P}{\partial z} - \frac{\partial R}{\partial x} \right) + \mathbf{j} \left(\frac{\partial Q}{\partial x} - \frac{\partial P}{\partial y} \right) \quad (6)$$

El rotacional es el producto cruz del operador nabla (∇) y la función vectorial \mathbf{F} , el cual puede ser expresado

$$\nabla \times \mathbf{F} = \mathbf{i} \left(\frac{\partial R}{\partial y} - \frac{\partial Q}{\partial z} \right) + \mathbf{k} \left(\frac{\partial P}{\partial z} - \frac{\partial R}{\partial x} \right) + \mathbf{j} \left(\frac{\partial Q}{\partial x} - \frac{\partial P}{\partial y} \right) \quad (7)$$

El operador muestra la orientación de rotación del movimiento de un campo vectorial.

Si \mathbf{F} es un campo vectorial sobre R^3 , entonces $\text{rot } \mathbf{F}$ es de igual forma un campo vectorial sobre R^3 . Por ende, se puede calcular la divergencia del rotacional \mathbf{F} . Al realizar esta operación obtendremos de resultado cero. Por lo tanto

$$\nabla \cdot (\nabla \times \mathbf{F}) = \mathbf{0} \quad (8)$$

2.2 Fundamentos de electromagnetismo

Los conceptos que plantea el modelo matemático de medio conductor en el que se basa esta investigación nos implican los conceptos de electromagnetismo. La actividad eléctrica del cuerpo humano y las interacciones sobre el medio en el cual se encuentra puede llegar a ser modelado siguiendo algunos principios de la teoría electromagnética [13]. Las ecuaciones de Maxwell y la ecuación de continuidad de la teoría electromagnética serán las ecuaciones que se utilizarán para explicar la actividad eléctrica y a continuación se describirán.

2.2.1 Ecuaciones de Maxwell

El modelo de medio conductor para de las cuatro ecuaciones de Maxwell y estas cuatro ecuaciones abarcan todos los fenómenos de la teoría electromagnética. En este trabajo se utilizarán las ecuaciones en su forma diferencial por lo tanto se presentarán de esta forma

$$\nabla \cdot \mathbf{E} = \frac{\rho}{\epsilon_0} \quad (9)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0 \quad (10)$$

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} \quad (11)$$

$$\nabla \times \mathbf{B} = \mu_0 \mathbf{J} + \mu_0 \epsilon_0 \frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t} \quad (12)$$

La ley de Gauss para el campo eléctrico (9), establece que para una superficie cerrada la divergencia del campo eléctrico ($\nabla \cdot \mathbf{E}$) es proporcional a la razón entre la densidad de la carga (ρ) y la permitividad eléctrica en el vacío (ϵ_0) de la carga que se encuentra al interior de una superficie cerrada. Interpretando la ley de Gauss, el campo eléctrico que sale de la superficie es positivo y el que entra es negativo.

Ley de Gauss para el campo magnético (10), estipula que para una superficie cerrada a divergencia del campo magnético ($\nabla \cdot \mathbf{B}$) de un origen, que genera este campo, en su interior es igual a cero. Por lo tanto, el campo magnético que se encuentra atravesando la superficie cerrada no diverge, ya que el flujo magnético no sale ni entra, estos se dirigen al polo de la fuente del otro, donde esta fuente es entonces un dipolo magnético.

La inducción magnética, de la cual hace referencia la ley de Faraday (11), en su forma diferencial, el rotacional del campo eléctrico ($\nabla \times \mathbf{E}$) es igual al valor negativo de la derivada parcial del campo magnético con respecto al tiempo ($-\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t}$). Por consiguiente, el campo magnético no estacionario genera un campo eléctrico con movimiento circular o rotacional.

La ley de Ampere (12) relaciona el rotacional del campo magnético ($\nabla \times \mathbf{B}$) con la variación de campo eléctrico con respecto al tiempo ($\frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t}$) multiplicado por la permitividad eléctrica y magnética ($\mu_0 \epsilon_0$) en el vacío y la densidad de carga multiplicada por la permitividad magnética $\mu_0 \mathbf{J}$. De modo que teniendo un alambre recto con una densidad de corriente que pase por él, generará un campo magnético rotacional alrededor del alambre.

2.2.2 Ecuación de continuidad

La ecuación de continuidad en la teoría electromagnética proviene de las ecuaciones de Maxwell (9-12) y relaciona la variación de la densidad de carga en un volumen dado con el cambio en la densidad de corriente que sale de ese volumen [14]. La respectiva ecuación de continuidad es

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = -\nabla \cdot \mathbf{J} \quad (13)$$

La variación de la densidad de la carga con respecto al tiempo ($\frac{\partial \rho}{\partial t}$) es proporcional a la divergencia de la densidad de la corriente ($-\nabla \cdot \mathbf{J}$). La variación en la densidad de

corriente que sale o entra a un cierto volumen es determinado por la densidad de carga que se encuentre en el volumen.

2.3 Modelos matemáticos del cerebro

La cabeza puede ser representada con varios modelos matemáticos, entre las principales características para tomar en cuenta son las propiedades geométricas, eléctricas de los diferentes tejidos cerebrales, en este documento se presentarán los más significativos.

2.3.1 Modelo realista de la cabeza

Los modelos buscan representar de la manera más precisa posible y esto hace que estos modelos consuman grandes cantidades de recursos de cálculo y complejos algoritmos matemáticos para su solución. Toman como base imágenes anatómicas de la cabeza (Resonancias magnéticas), siempre se necesita algún tipo de procesamiento de dichas imágenes, tal como la detección de superficies o regiones del cerebro, la piel, huesos, etc. La calidad de los métodos usados en esta etapa influye en la calidad del modelo de la cabeza resultante. A continuación, se describirá algunas alternativas de modelos realistas.

- Método de elementos finitos. Describe detalladamente cada uno de los comportamientos, incluyendo los cambios de geometría o conductividad dentro de estos, incluso permite describir las anisotropías del medio o cualquier cambio. La complejidad manejada por este método resulta en un gran recurso de cómputo.
- Método de elementos de frontera. En este método no se incluyen tantos detalles como en el anterior y por lo tanto esto deriva a menor complejidad, se asume que las conductividades son constantes e isotrópicas dentro de cada comportamiento (cerebro, fluido espinal, hueso, piel, etc.). Se reduce en una forma en la cual solo describe las superficies que separan dichos comportamientos.
- Métodos proyectivos. El uso de descriptores (matemáticos) de superficies, como son los descriptores de Fourier, así como la caracterización del espacio que contiene los campos buscados, realiza una drástica reducción (en comparación de modelos anteriores) la complejidad del problema matemático.
- Método de diferencias finitas. Muy parecido al primer método, puede describir detalles en todo el volumen, pero con una particularidad, no es necesario dividir el espacio de elementos de volumen, pero la descripción detallada del volumen da como resultado en un complejo sistema de ecuaciones.

2.3.2 Modelos esferoidales de la cabeza

La cabeza humana y una esfera presentan muchas diferencias notables, pero, el modelo esférico es uno de los métodos predilectos para representar la cabeza debido a su simplicidad. Hay muchas alternativas propuestas con distintos niveles de complejidad y precisión. Aunque

puede producir resultados razonables, la falta de flexibilidad para representar las superficies reales de la cabeza (las regiones temporales), limita mucho su precisión. Se describirán a continuación algunos modelos.

- Modelo de esfera simple. Compuesto por una esfera de conductividad homogénea y conductividad cero en el exterior; después del modelo del medio infinito y homogéneo, es el modelo más sencillo de la cabeza. La simplicidad del cálculo ha llevado a proponer el uso de correcciones de profundidad con tal de evitar el uso de modelos multi esféricos más complejos.
- Modelo esférico de múltiples capas. Considera diferentes comportamientos representados por esferas concéntricas. Cada comportamiento tiene una conductividad diferente y representa una región cefálica (cerebro, piel, hueso...). Aunque no existe alguna fórmula cerrada para su cálculo, evaluando las sumas de convergencia lenta no resultará tan compleja como lo son los modelos realistas [15].

Una de las alternativas para poder combatir las diferencias entre la cabeza real y el modelo esférico es la alineación – del inglés coregistration-(computarizada) de ambos modelos. No obstante, no se puede garantizar una perfecta superposición de los dos espacios.

2.3.3 Modelos realistas con forma esférica

El desarrollo de modelos capaces de describir con detalle la geometría realista, pero con la simplicidad de los modelos esféricos ha sido considerado por diferentes autores. Se describirán dos propuestas.

- Modelo de esferas solapadas. Propuesto por Huang permite una mejor aproximación de la geometría realista. Se basa en utilizar diferentes esferas que se adaptan mejor a la forma de la cabeza en la vecindad de los sensores. Mientras que la precisión es comparable a la del método de elementos de frontera, el tiempo de cálculo se reduce de forma considerable en magnitud.
- Modelo esférico con restricciones anatómicas. Este modelo que fue propuesto por Spinelli, propone transformar la imagen esférica por deformaciones radiales, definiendo un centro por la esfera de mejor ajuste. De este modo, el campo vectorial se calcula empleando el modelo multi esférico en la imagen anatómica ‘esferizada’. Este algoritmo resultante es muy parecido al anterior, ya que puede considerarse como un conjunto de modelos esféricos solapados que usan forma independiente para los cálculos. Para cada posición del cerebro se selecciona un modelo esférico según la superficie externa del modelo anatómico real [16].

2.4 Electroencefalograma

En el presente trabajo se analizarán las señales provenientes de un electroencefalograma. Se realizará una breve descripción de que es un registro electroencefalográfico, clasificación y algunas perturbaciones que puede afectar el registro. De igual forma se dará un panorama general de epilepsia y su patología para justificar el trabajo

Un electroencefalograma (EEG) es una manera de medir de forma no invasiva los estados del cerebro humano. El EEG es un estudio que se realiza para confirmar las descargas cortical o subcortical que caracteriza al fenómeno epiléptico. Sus objetivos son:

- Registro de potenciales paroxísticos.
- Localización de estos potenciales.
- Decisiones terapéuticas.
- Diagnóstico diferencial.
- Monitoreo de crisis.

Desde el punto de vista encefalográfico los potenciales paroxísticos son:

- Complejos punta-onda.
- Ondas lentas paroxísticas.
- Complejo polipunta-onda.
- Puntas intercríticas.

Dichos potenciales pueden registrarse sin la aparición clínica de la enfermedad en ese momento [17].

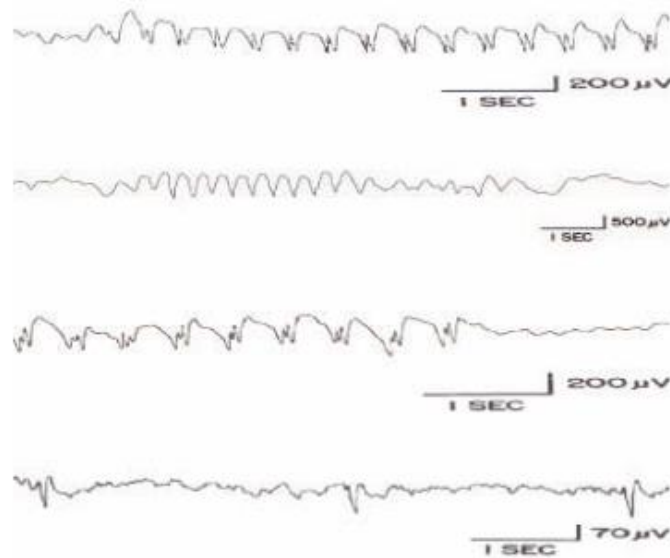


Figura 2. Tipos de ondas epilépticas. En forma de secuencial descendentes se muestran punta-onda, ondas lentas paroxísticas, onda polipunta y puntas intercríticas [21].

En la actualidad los aparatos utilizan amplificadores digitales. La señal análoga está en completo desuso, por las grandes ventajas que el EEG digital aporta entre las que destacan la facilidad de adquisición, análisis y almacenamiento de la señal y la posibilidad de modificar, durante la grabación, como a posteriori, parámetros como filtros, sensibilidad, tiempo de registro y montajes.

2.4.1. Ondas de actividad del EEG

Al efectuar un registro de la actividad de EEG, podemos identificar una serie de ondas llamadas ritmos cerebrales. Estas presentan dos características que las definen:

- Frecuencia: es la periodicidad con las que se repite una onda. Su unidad de medida es en hercio (Hz). Si la frecuencia de la onda es un Hz, quiere decir que esta onda se repite una vez por segundo.
- Amplitud: es la magnitud en el cambio de voltaje (μV) entre el punto más alto y bajo de la onda. Entre mayor amplitud, más energía se ha aplicado a la onda.

Las ondas que podemos obtener del cuero cabelludo pueden tener una amplitud de 0-200 μ Voltios y la frecuencia puede oscilar de 0.1-100 Hz. Esto depende de la actividad en las porciones respectivas de la corteza cerebral, las cuales pueden cambiar entre los estados de vigilia, de sueño y coma. Por lo regular estas ondas cerebrales se presentan de forma irregular y no presentan un patrón establecido en el EEG. En concreto, en la epilepsia muestran patrones claros los cuales son alteraciones específicas del encéfalo [18].

2.4.2. Clasificación de las ondas cerebrales

Como hemos mencionado antes el EEG registra gráficamente la actividad eléctrica de distintas zonas de la corteza cerebral tomando muestras mediante electrodos dispuestos sobre la superficie del cuero cabelludo del paciente. Como resultado, normalmente se pueden distinguir cuatro ritmos de ondulaciones características de la actividad cerebral normal Fig. 2.2

Las ondas α representan el estado de reposo, cuando el paciente esta descansado (meditación y calma interior), inmóvil y con los ojos cerrados. Su ritmo varía entre los 8-13 Hz y sus potenciales pueden llegar hasta los 50 μV . Se presenta principalmente en la región parieto-occipital, en la zona posterior del cráneo, pero también pueden presentarse en la región frontal del cuero cabelludo.

Las ondas β se manifiesta en una persona en estado despierto. Puede clasificarse en dos tipos de ritmo. β -bajo (12-21 Hz) y este ritmo se liga a trastornos como el déficit de atención, trastorno obsesivo compulsivo, depresión o ansiedad. Las ondas β -altas (20-32 Hz) en este ritmo se asocia al proceso cognitivo y los estados de preocupación o ansiedad, entre otros. A veces se presenta para compensar una actividad θ excesiva [19].

Las ondas θ se presenta en niños y adolescentes, son signo de inmadurez cerebral siempre y cuando se presenten de manera constante. En el adulto, en vigilia, es índice de alteraciones de conducta, de igual forma puede ser asociado con la creatividad y la espontaneidad. Su frecuencia oscila entre los 4 y 7 Hz y se presenta generalmente en la región temporal (zona posterior de cada oído). En mayores de 50 años, no representa anormalidad, la presencia de actividad theta intermitente y lateralizada a la región temporal media y anterior izquierda. En menores de 15 años, es normal que alrededor del 30% de una época sea ocupado por actividad theta. De tal forma, que en este grupo de edad es más confiable identificar períodos de somnolencia basándose en la disminución de la actividad alfa más que en el incremento de la actividad theta. Habitualmente, durante un EEG de rutina los pacientes presenten períodos de somnolencia- sueño superficial etapa I - y progresan a etapas más profundas de sueño - etapa II y menos frecuentemente a etapas III o IV -. Los husos de sueño de 14 a 16 Hz, localizados en la región frontal y fronto-central denotan característicamente el inicio de la etapa II de sueño [20].

Las ondas δ representan un estado normal en la etapa del sueño. En vigilia es siempre patológica. Tiene un rango de frecuencia entre los 0.5 y 3 Hz, presentando una gran amplitud, mayor que las otras. Se presenta difusamente durante el sueño, englobando extensas zonas del cerebro de manera aleatoria. No presentándose en una región definida.

Las ondas γ aparecen en ciertas patologías. Tiene un rango de frecuencia mayores a 30 Hz. Las regiones que cuentan con frecuencias altas de actividad electroencefalográficas y con alto flujo sanguíneo (esto implica una buena oxigenación y niveles altos de consumo de

glucosa) están localizados en el área fronto-central y se suele detectar cuando el individuo se enfrenta a tareas complejas como la resolución de problemas [21].

Las ondas cerebrales no son fijas ya que estas pueden variar al presentar un estímulo. Por ejemplo, una persona que se encuentre en estado vigilia (despierto) dirige su atención a algún tipo específico de actividad que conlleve actividad mental, las ondas α son sustituidas por ondas β de mayor frecuencia, pero menor voltaje [21].

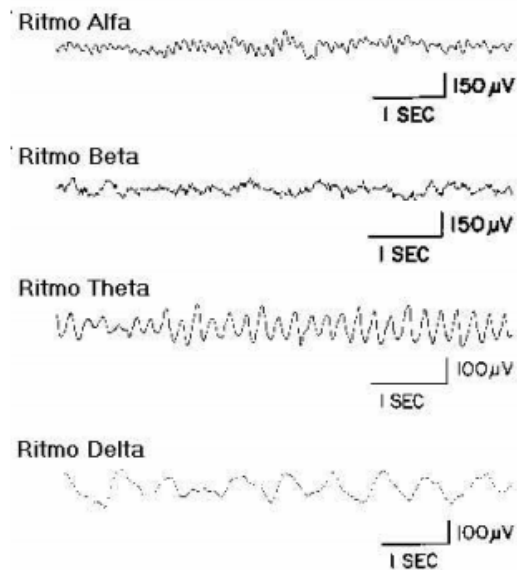


Figura 2. 2 Señales electroencefalográficas típicas [21].

2.4.3. Registro para un electroencefalograma

En este apartado nos centramos en la técnica de adquisición inicial de datos que sentó las bases de conocimientos para posteriores estudios neurológicos.

La electroencefalografía realiza el estudio y el análisis de los campos eléctricos de las regiones cerebrales (topografía, polaridad y su variación espacio-temporal). Para obtener estos registros se requiere la colocación de electrodos, los cuales son los encargados de transformar las corrientes iónicas procedentes del tejido cerebral en corrientes eléctricas en la superficie craneal. Estos electrodos se encuentran conectados a un conjunto de canales independientes, permitiendo la captación y amplificación de las diferencias de potencial entre los electrodos receptores y dirigiendo las señales obtenidas a un dispositivo de registro.

Existen varios tipos de electrodos según la forma en la que se obtiene el registro, por ejemplo, de superficie, los cuales son aplicados sobre el cuero cabelludo. Deben ser de colocación y remoción fácil y rápida, indoloros y deben de permanecer por un tiempo prolongado en la misma posición sin problemas.

Se han diseñado varios tipos de electrodos de superficie que pueden dividirse en estas categorías: adhesivos, de contacto, en casco de malla y de agujas.

- **Electrodos de agujas:** son de uso limitado y con gran complejidad. Estos sólo se emplean en recién nacidos. Pueden ser desechables o de uso múltiple, pero para este caso necesitan esterilización. Son utilizados en registros de larga duración y se encuentran insertados de forma invasiva bajo el cuero cabelludo.
- **Los Adheridos:** son pequeños discos metálicos de 5 mm de diámetro. Se adhieren con ayuda de pasta conductora y se fijan con un aislante. Su principal característica es que tiene una resistencia muy baja (1-2kilo Ohms) si se aplican correctamente. Un ejemplo de estos tipos de electrodos es los “electrodos húmedos”. Cuentan con un excelente registro multicanal, en el que se necesitan un gran número de electrodos. Se caracterizan por presentar un efecto de polarización mínimo y una impedancia piel electrodo baja gracias a la pasta conductora.
- **Casco malla:** Se trata de una especie de casco elástico en el que se incorporan los electrodos. Según el paciente, este casco puede ser de diferentes tamaños. Son cómodos para el paciente tanto en la forma de colocarlo como en registro.

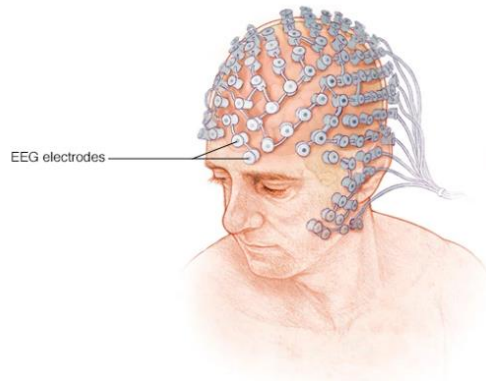


Figura 2. 3 Electrodos de contacto.

- **De contacto:** estos electrodos consisten en pequeños tubos de plata clorurada unidos a unos soportes de plástico. En su extremo de contacto se coloca una almohadilla que se humedece en una solución conductora. El método de sujeción es a base de bandas elásticas. Su principal característica es su fácil colocación, aunque suelen ser molestos para los pacientes y no son los idóneos para estudios de larga duración.
- **Basales o especiales:** se colocan sobre el cráneo sin necesidad de un proceso quirúrgico. Inspeccionan las bases del cerebro (lóbulos frontales y temporales del cerebro) a través de las diferentes vías de acceso, con electrodos diseñados especialmente para ellos. Dos ejemplos serían el faríngeo y el timpánico.

- Neuroquirúrgicos: son utilizados a la hora de intervenciones quirúrgicas [21].

2.4.4. Sistema de posicionamiento de electrodos

Existen varios sistemas de posicionamiento de electrodos, la disposición de los electrodos en el cuero cabelludo está sujeta a la propuesta realizada en 1958 por la Federación Internacional de Sociedad de Electroencefalografía y Neurofisiología clínica, denominado sistema “diez-veinte” (10-20) y está definido como el sistema estándar.

Este sistema relaciona la posición del electrodo y el área subyacente de la corteza cerebral. Emplea marcas craneales tomadas como puntos de referencia para localización de los electrodos.

En el sistema 10-20, el 10 hace referencia sobre las distancias reales entre electrodos adyacentes son el 10%, mientras que el 20 hace referencia al 20% de la distancia total delantera/trasera o derecha/izquierda, de esta forma la zona que registre cada electrodo pueda ser comparable entre diferentes individuos. De esta forma el cráneo puede dividirse y podemos tomar algunos puntos como referencia y así cubrir la totalidad de las regiones cerebrales.

En este sistema se colocan 19 electrodos superficiales distribuidos por la cabeza y se sitúan 2 electrodos más de referencia en los lóbulos de las orejas, aunque se pueden utilizar una mayor cantidad de electrodos (32, 64, 128, ...).

Cada región posee una letra para identificar el lóbulo y un número para definir la posición del hemisferio. Por consiguiente, tendremos la siguiente nomenclatura: F (frontal), C (central), T (temporal), P (posterior) y O (occipital). También se encuentra la región Z la cual es la línea media del cráneo.

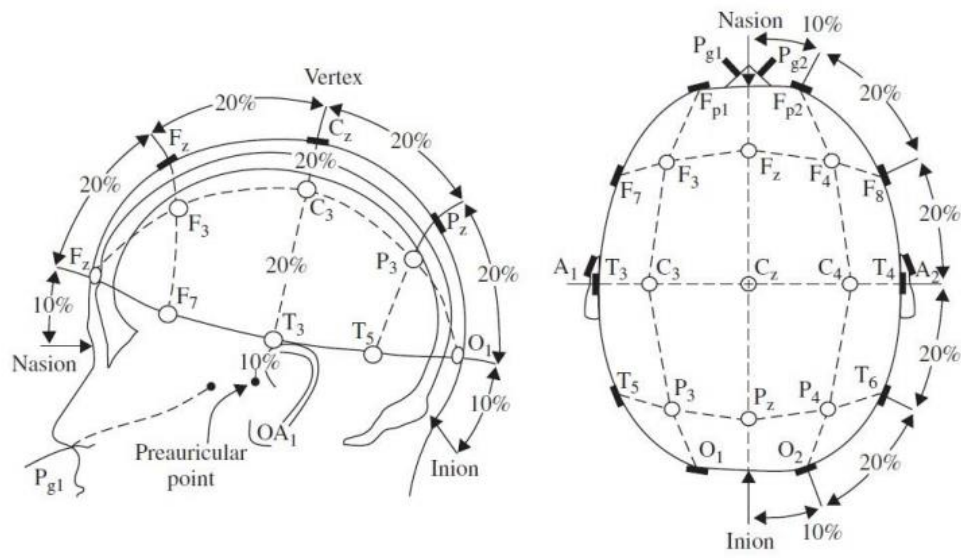


Figura 2. 4 Representación del sistema 10-20. El cerebro es mapeado por cuatro puntos: Nasal, Occipital y preauriculares derechos e izquierdo (orejas). Los números se utilizan para diferenciar los lados, siendo impares el lado izquierdo y par el derecho [21].

2.4.5. Tipos de montaje de electrodos

Según el sistema que se utiliza es importante remarcar que cada electrodo se considera un punto de registro y que, para generar una diferencia de potencial se necesitan dos terminales, una de registro y otra de referencia.

Podemos tener dos tipos de registros monoplares y bipolares.

- Registro monopolar o referencial, esta combina dos tipos de electrodos. En este registro solo considera relevante la señal de cada uno de los electrodos, independientemente de la señal de las demás. El electrodo que realiza el registro se designa como “electrodo activo”, mientras el que realiza el trabajo de referencia se le designa como “referencial”. Los electrodos referenciales deben de tener un potencial de cero voltios y son colocados en los lóbulos de las orejas.
- Registro bipolar, toma señales procedentes de parejas de electrodos activos y compara la actividad que hay entre ellos y la elimina, estas señales son de los electrodos activos. Debido a estas comparaciones no se produce contaminación en los registros, pero supone una gran pérdida de información, pero es muy útil la aplicación médica debido a que permite localizar los lugares donde se origina una señal específica [21].

Se pueden considerar que en este registro pueden realizarse muchas combinaciones las cuales pueden conseguir información no relevante. Es importante realizar combinaciones productivas. A estas combinaciones se les llama “montaje” [21].

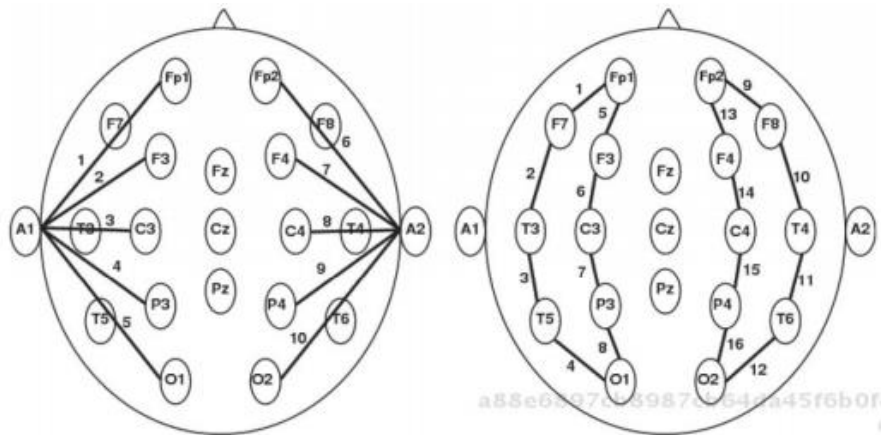


Figura 2. 5 Registro. En el lado izquierdo podemos observar un registro referencial con A1 y A2. En el lado derecho un registro bipolar [21].

2.5 Epilepsia

La epilepsia es considerada una enfermedad crónica del sistema nervioso central, la cual es producida por una perturbación del funcionamiento cerebral, la cual se manifiesta por una descarga súbita y descontrolada de impulsos eléctricos de las células neuronales [22]. Es una de las enfermedades más antiguas y ha estado rodeada de miedos, discriminación, estigmas sociales durante siglos.

Las convulsiones se deben a descargas eléctricas excesivas de grupos de células cerebrales que pueden producirse en diferentes partes del cerebro. Las convulsiones pueden ir desde episodios breves de ausencia o de contracciones musculares hasta convulsiones prolongadas y graves. Pueden presentarse una vez al año o hasta varios ataques en un día.

Las convulsiones pueden presentarse de diferentes formas y depende de en qué parte del cerebro proviene la descarga y como se propaga. Ocurren síntomas temporales como pérdida de conocimiento o conciencia, alteraciones de movimiento, estado de ánimo. Durante la crisis epiléptica se puede perder el conocimiento, tener movimientos rítmicos o no y la persona no se da cuenta de nada, o por el contrario puede permanecer consciente durante la crisis epiléptica y notar todo lo que le ocurre, como movimientos bruscos involuntarios, rítmicos o no, o una sensación, pensamiento o emoción anormal.

Datos de la enfermedad

La epilepsia afecta a más 50 millones de personas, la proporción estimada de la población general con epilepsia activa (ataques continuos o necesidad de tratamiento) en algún momento dado ronda entre 4 y 10 por 1000 personas respectivamente. Cerca del 80% de los pacientes con epilepsia viven en países de ingresos bajos y medianos donde esta cifra se dispara a 7 y 15 por cada 1000 personas.

Según estimaciones, se diagnostican anualmente unos 2.4 millones de casos con epilepsia [23].

Crisis y ataques epilépticos

Cuando una persona sufre una serie de convulsiones o movimientos corporales incontrolados de forma repetitiva es considerado un ataque epiléptico.

Una crisis epiléptica es una alteración paroxística que se produce en una persona, de forma brusca e inesperada y finaliza habitualmente de forma rápida, debida a una actividad anormal, súbita, breve y transitoria, de las células más importantes que componen el cerebro: las neuronas.

Las crisis epilépticas son de comienzo repentino y duran habitualmente segundos o pocos minutos. Durante la crisis epiléptica se puede perder el conocimiento, tener movimientos rítmicos o no y la persona no se da cuenta de nada, o por el contrario puede permanecer consciente durante la crisis epiléptica y notar todo lo que le ocurre, como movimientos bruscos involuntarios, rítmicos o no, o una sensación, pensamiento o emoción anormal.

2.5.1 Epilepsia de ausencia

Las crisis de ausencia son un tipo de crisis epilépticas. En este tipo de epilepsia, el paciente permanece absorto e inmóvil con el conocimiento perdido y con la mirada fija durante unos pocos segundos (de 3 a 15 segundos). A veces pueden producirse movimientos oculares, parpadeo y de otras partes del cuerpo. La recuperación es muy rápida y muchas veces pasan desapercibidas por su brevedad. Suelen iniciarse en la niñez o en la adolescencia. Este tipo de crisis epiléptica se tolera bien, pero tiene tendencia a repetirse con mucha frecuencia, a veces varias en el día, por lo que pueden producir fallos de atención y de aprendizaje en el niño o adolescente.

Como se ha explicado antes se trata de episodios en los cuales se genera una actividad eléctrica anormal en el cerebro que produce una interrupción brusca en las funciones.

Estas crisis de ausencia se caracterizan porque los niños de forma abrupta detienen la actividad que estaban realizando y se queda inmóvil y con la mirada perdida.

Suelen durar de tres a quince segundos para posteriormente el niño continúe con la actividad que se encontraba realizando. Esta es una epilepsia generalizada como ya se había mencionado antes. No obstante, si son muy frecuentes suelen repercutir en el aprendizaje y en el rendimiento escolar del infante.

La epilepsia de ausencia es una de las epilepsias más frecuentes en niños. Generalmente afecta a niños sanos y las ausencias suelen comenzar entre los cinco y los ocho años de edad. Es muy importante tomar en cuenta la edad de inicio porque si llegan a aparecer en niños mayores de estas edades existe una posibilidad de que se trate otro tipo de epilepsia, como lo es la epilepsia mioclónica juvenil y que esta persista en una edad adulta.

Diagnóstico. - El diagnóstico se realiza mediante un electroencefalograma (EEG), que durante los episodios muestra un registro eléctrico cerebral alterado típico de la crisis de ausencia con señales complejas punta onda lenta a 3 Hz en el electroencefalograma.

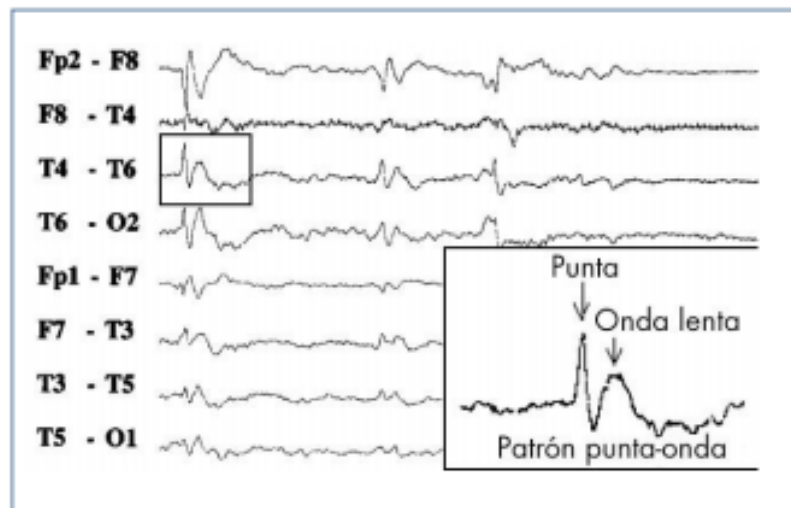


Figura 2. 6 Señal punta-onda lenta [35].

Pronóstico. - En la mayoría de los casos que padecen epilepsia de ausencia suele desaparecer con el paso de los años.

2.6 Fundamentos para el procesamiento de señales (en el tiempo)

2.6.1 Varianza

La varianza es una medida de dispersión de una señal con respecto a su valor medio [8] y se calcula mediante la siguiente ecuación:

$$var_i = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K (s_i(k) - m_i)^2 \quad (14)$$

Donde:

m_i : valor medio de la señal s_i en el intervalo n , creado K puntos, dependiendo de la longitud del segmento; el subíndice i representa las señales de la medición EEG según el electrodo, el análisis correspondiente se realizó con el canal O1 siendo el canal 13.

2.6.2 Curtosis

La curtosis es una característica de la forma de distribución de probabilidad de una señal con respecto a una distribución Gaussiana. Es decir, una curtosis positiva implica una mayor concentración de valores de la señal muy cerca de la media de distribución (pico) y se considera como súper-Gaussiana; en caso contrario, si es negativa, sería una distribución sub-Gaussiana [24]. La curtosis se calcula por medio de la siguiente expresión:

$$kurt_i = \frac{\frac{1}{K} \sum_{k=1}^K (s_i(k) - m_i)^4}{\left(\frac{1}{K} \sum_{k=1}^K (s_i(k) - m_i)^2 \right)^2} \quad (15)$$

Donde:

m_i : valor medio de la señal s_i en el intervalo n , de longitud K ;
el subíndice i representa las señales de la medición EEG según el electrodo.

2.7 Fundamentos para el procesamiento de señales (frecuencia)

2.7.1 Densidad Espectral de Potencia

El análisis en frecuencia es una técnica ampliamente utilizada para identificar las frecuencias representativas en las señales EEG. En el presente trabajo se calculó la densidad espectral de potencia (PSD, por sus siglas en inglés) utilizando el método de Welch o periodograma, el cual es uno de los métodos más usados en el área para analizar frecuencias predominantes del movimiento en varios puntos de una señal [25] y se calcula de la siguiente forma:

$$P_s(f) = \frac{1}{M} \left| \sum_m s_i(m) e^{-j2\pi f \Delta t} \right|^2 \quad (16)$$

Donde:

s_i : es la señal que representa la medición EEG según el electrodo, de longitud M ; Δt : es el intervalo de muestreo. $P_s(f)$ corresponde a la densidad espectral de potencia parcial en la frecuencia f .

2.7.2 Potencia de banda

La potencia de banda se obtiene calculando la integral bajo la curva por cada rango de frecuencias. Matemáticamente, la potencia de banda se obtiene como:

$$Pb = \sum_f^F P_s(f_i) \quad (17)$$

Donde:

f : es la frecuencia menor del segmento a analizar.

F : es la frecuencia mayor del segmento a analizar

2.7.3 Entropía espectral

La entropía es una medida de incertidumbre en un proceso aleatorio. En otras palabras, la entropía suele interpretar como la cantidad de información promedio para poder describir dicho proceso. Las señales que se consideran siempre están cuantizadas y por lo tanto son de amplitudes discretas. Teniendo una señal m donde $p(m)$ siendo la función de la masa de probabilidad definen a la entropía como:

$$H_m = - \sum_{m=1}^N P(m) \log_2(P(m)) \quad (18)$$

Donde

$$H_m \geq 0; \forall p(m) \quad (19)$$

La distribución que se lleva a cabo sobre un campo H_U , es la distribución máxima de entropía. Si se toma en cuenta que N_H es el número de elementos del campo H , entonces la entropía de la distribución uniforme H_U es:

$$H_U = \log(N_H) \quad (20)$$

Donde la entropía de toda la distribución $p(x)$ del campo H , estará acotada entre 0 y su valor máximo correspondiente a (18)

$$0 \leq H_m \leq \log(N_H) \quad (21)$$

La entropía espectral de una señal es una medida de distribución de potencia espectral. El concepto se basa en la entropía de Shannon [26]. La entropía espectral trata la distribución de energía normalizada de la señal en el dominio de la frecuencia como la función de masa de probabilidad $p(x)$ y calcula la entropía de Shannon. Esta propiedad puede ser útil para la extracción de características de detección y diagnóstico de errores [27] [28].

2.8 Medidas de desempeño utilizadas

Un algoritmo de detección debe de medir el desempeño de los eventos epilépticos detectados, su tasa de falsos positivos y para ellos utilizaremos los siguientes criterios:

- Tasa de verdaderos positivos (TVP). Cuantifica la precisión del algoritmo al detectar un evento epiléptico de ausencia. Se calcula con los eventos que son identificados de manera correcta dividido por los eventos totales. Donde VP son los verdaderos positivos identificados y FN falsos negativos.

$$TVP = \frac{VP}{VP+FN} \quad (22)$$

- Tasa de falsos positivos (TFP). Cuantifica la proporción de eventos detectados erróneamente como falsos por el algoritmo con respecto al caso total de eventos, FP representa los falsos positivos.

$$TFP = \frac{FP}{VP+FP} \quad (23)$$

- Falsos positivos por hora (FPH). Nos dará la cantidad de falsos positivos que se detectaran en una hora. Esta medida es utilizada para que nos permita saber cuánto se equivoca el algoritmo de detección a lo largo del registro EEG.

$$FPH = \frac{\text{Total de FP en el registro}}{\text{Largo del registro en horas}} \quad (24)$$

2.9 Modelado matemático del cerebro

Se utiliza un modelo de medio conductor ya estudiado, que considera a la cabeza dividida representada por capas conductoras, con una conductividad constante y diferente en cada una de estas capas.

Una representación de este modelo se muestra en la Figura 2.7, en este caso se consideran dos capas conductoras, donde Ω_1 es considerado el cerebro y Ω_2 es el resto de las regiones y partes de la cabeza restantes (meninges, líquido cefalorraquídeo, cráneo, etc.), S_1 representa la superficie de separación entre Ω_1 y Ω_2 , S_2 la superficie del cuero cabelludo.

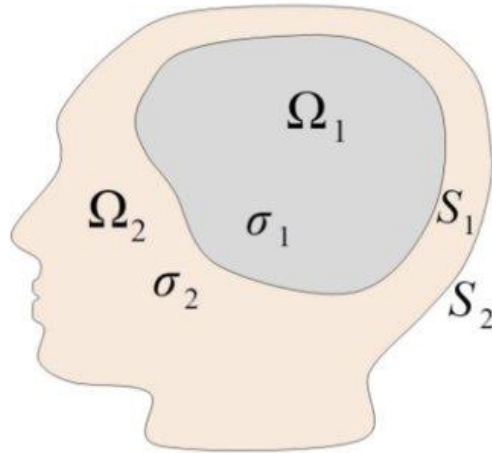


Figura 2. 7 modelo de la cabeza en dos capas conductoras [15].

Donde:

- Ω_1 representa al cerebro
- Ω_2 representa el resto de las regiones

Además la cabeza $\Omega = \overline{\Omega_1} \cup \Omega_2$, donde $\overline{\Omega_1} = \Omega_1 \cup S_1$, $\Omega_2 = \Omega \setminus \overline{\Omega_1}$

Cada región cuenta con una conductividad constante $\sigma_i, i = 1,2$ y se considera un σ_3 que representa a la conductividad del aire.

S_1 es la superficie de separación entre Ω_1 y Ω_2 ; S_2 es considerada la superficie del cuero cabelludo.

En el cerebro se genera una corriente J y esta se expresa como la suma de dos corrientes de naturaleza diferente [29]:

$$J = J^p + \sigma_i E, \quad (25)$$

Donde J^p , es la corriente primaria y es la actividad biológica de las neuronas (hace las veces de las corrientes de polarización en los medios dieléctricos) y es considerado un tipo de corriente impresa o primaria. $\sigma_i E$ es considerada el segundo tipo de corriente, donde corresponde a la corriente óhmica, y se debe a la corriente eléctrica en el medio, donde σ_i representa la conductividad en la región Ω_i , donde $i = 1,2$.

La corriente J^p puede estar concertada tanto en la corteza como en el volumen cerebral. Las regiones restantes de la cabeza solo pueden ser encontradas como corrientes óhmicas. La densidad de corriente impresa en el volumen cerebral J^p y una densidad J en la corteza

cerebral. Además, se considera que la variación en el tiempo de la densidad de carga en las diferentes regiones que componen la cabeza se comporta en la forma:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = \frac{\sigma_i}{\epsilon_0} \rho_0 e^{-\frac{\sigma_i}{\epsilon_0} t} \quad (26)$$

Donde σ_i es la conductividad en Ω_i y como $\frac{\sigma_i}{\epsilon_0} = \frac{1}{200}$ en unidades t^{-1} para el cráneo y es mucho menos para las demás regiones, por lo que, tal término puede despreciarse de la ecuación de continuidad:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \text{div} J = 0 \text{ en } \Omega \quad (27)$$

Obteniendo la siguiente ecuación

$$\text{div} J = 0 \quad (28)$$

La densidad de corriente en el cerebro está dada por $J = J^p + \sigma_1 E$ y en las demás regiones que componen la cabeza está dado por $J = \sigma_2 E$. Sustituyendo (25) en (28) se obtiene:

$$\begin{aligned} \text{div}(\sigma_i E) &= -\text{div} J^p && \text{en } \Omega_1 \\ \text{div} E &= 0 && \text{en } \Omega_2 \end{aligned} \quad (29)$$

Por otro lado, basados en hechos experimentales, se determina que $\frac{\partial B}{\partial t}$ puede ser despreciado en la ley de Faraday (11), por lo tanto, el campo eléctrico adquiere la siguiente forma:

$$\nabla \times E = 0 \quad (30)$$

De las ecuaciones (30) y (8) existe un potencial electrostático u tal que

$$E = -\nabla u \quad (31)$$

Sustituyendo (8) en (5) encontramos que el potencial electrostático u satisface las ecuaciones:

$$\begin{aligned} \text{div}(\sigma_i \nabla u) &= -\text{div} J^p && \text{en } \Omega_1 \\ \Delta u &= 0 && \text{en } \Omega_2 \end{aligned} \quad (32)$$

Una suposición importante que se usó, es que la conductividad de cada región es constante. Si se toma en cuenta este resultado, el potencial electrostático u satisface las condiciones:

$$\begin{aligned} \Delta u_1 &= 0 && \text{en } \Omega_1 \\ \Delta u_2 &= 0 && \text{en } \Omega_2 \end{aligned} \quad (33)$$

Con las condiciones de contorno:

$$\begin{aligned}
u_1 &= u_2 && \text{en } S_1 \\
\sigma_i \frac{\partial u_1}{\partial n_1} &= \sigma_2 \frac{\partial u_2}{\partial n_2} + j \cdot n_1 && \text{en } S_1 \\
\frac{\partial u_2}{\partial n_2} &= 0 && \text{en } S_2
\end{aligned} \tag{34}$$

Donde $j \cdot n_1$ corresponde a la contribución de una corriente localizada en la superficie de la corteza cerebral. Contemple que los efectos de densidad volumétrica J^p de corriente en el cerebro tiene una densidad j sobre la corteza cerebral, se reflejan, en la ecuación que satisface al potencial en la región Ω_1 y en la condición de contorno sobre la superficie S_1 , respectivamente [30].

Del problema (32) con las condiciones (34), se desprenden dos problemas principales, uno que considera a la fuente concentrada en el interior de la cabeza (volumen cerebral)

$$\begin{aligned}
\Delta u &= -\frac{\text{div}j^p}{\sigma_1} && \text{en } \Omega_1 \\
\Delta u &= 0 && \text{en } \Omega_2
\end{aligned} \tag{35}$$

Con las condiciones de contorno:

$$\begin{aligned}
u_1 &= u_2 && \text{en } S_1 \\
\sigma_i \frac{\partial u_1}{\partial n_1} &= \sigma_2 \frac{\partial u_2}{\partial n_2} && \text{en } S_1 \\
\frac{\partial u_2}{\partial n_2} &= 0 && \text{en } S_2
\end{aligned} \tag{36}$$

Y el otro que considera que la fuente se concentra en la corteza cerebral

$$\begin{aligned}
\Delta u &= 0 && \text{en } \Omega_1 \\
\Delta u &= 0 && \text{en } \Omega_2
\end{aligned} \tag{37}$$

Con las condiciones de contorno:

$$\begin{aligned}
u_1 &= u_2 && \text{en } S_1 \\
\sigma_i \frac{\partial u_1}{\partial n_1} &= \sigma_2 \frac{\partial u_2}{\partial n_2} + j \cdot n_1 && \text{en } S_1 \\
\frac{\partial u_2}{\partial n_2} &= 0 && \text{en } S_2
\end{aligned} \tag{38}$$

Para cada uno de estos planteamientos, se pueden resolver los problemas directo e inverso asociados.

Definición 1. Se llamará problema Directo Electroencefalográfico asociado al PCE al problema consistente de hallar la solución $u(x)$ del PCE cuando se conocen $f(x) = \frac{div J^p}{\sigma_1}$ y $\hat{j}(x) = j \cdot n_1$.

Definición 2. Llamaremos Problema Inverso Electroencefalográfico al problema que consiste en dada una función \bar{u} definida sobre S_4 encontrar $f(x)$ y $\hat{j}(x)$ de forma que para la solución u del problema directo correspondiente a $f(x)$ y $\hat{j}(x)$ se cumpla $u|_{S_2} = \bar{u}$.

Es importante tener en cuenta que los problemas inversos consisten en localizar una propiedad desconocida de un objeto o de un medio cuyas respuestas pueden ser observadas por una señal de prueba. En consecuencia, los problemas inversos logran proporcionar una base teórica para una detección y evaluación no destructiva.

Por otra parte, los problemas directos son aquellos en donde la información sobre las causas con las cuales es posible describir el resultado ocasionado por dichas causas. Dicho de otra forma, en los problemas inversos se tiene de forma parcial la información de los resultados o efectos producidos en el medio, los cuales fueron obtenidos por ciertas causas las cuales se desean descubrir a partir del análisis de estos resultados.

Muchos problemas físicos representados por un modelo matemático (en particular los inversos), pueden representarse mediante operadores.

2.9.1 Solución asociada al problema de contorno superficial

A) Problema directo en 2 dimensiones:

Se supondrá que se conoce la fuente del modelo expuesto anteriormente, se comenzará con la solución del problema directo, es decir, se suponemos que se conoce la fuente g (donde g es $j \cdot n_1$) la cual podemos describir como series de Fourier y se calcula el potencial (medición) producida por dicha fuente [31]. Para ello, se propone:

$$g(\theta) = \sum_{k=1}^{\infty} g_k^1 \cos k\theta + g_k^2 \sin k\theta \quad (39)$$

Y la solución se busca de la forma:

$$u_1(r, \theta) = \sum_{k=1}^{\infty} a_k^1 r^k \cos k\theta + b_k^1 r^k \sin k\theta$$

$$u_2(r, \theta) = \sum_{k=1}^{\infty} (a_k^2 r^k + b_k^2 r^{-k}) \cos k\theta + \sum_{k=1}^{\infty} (c_k^2 r^k + d_k^2 r^{-k}) \sin k\theta \quad (40)$$

Las condiciones (37) se cumplen de manera inmediata por las características de la fuente en armónicos circulares, así que considerando la condición (38) y realizando una evaluación en $r = R_1$ se tiene:

$$\begin{aligned} a_k^1 R_1^k &= a_k^2 R_1^k + b_k^2 R_1^{-k} \\ b_k^1 R_1^k &= c_k^2 R_1^k + d_k^2 R_1^{-k} \end{aligned} \quad (41)$$

Se necesita obtener $\frac{\partial u_1}{\partial r}$ y $\frac{\partial u_2}{\partial r}$, se evaluará el resultado en $r = R_1$.

$$\begin{aligned} \frac{\partial u_1}{\partial r}(r, \theta) &= \sum_{k=1}^{\infty} k(a_k^1 r^{k-1}) \cos k\theta + \sum_{k=1}^{\infty} k(b_k^1 r^{k-1}) \sin k\theta \\ \sigma_1 \frac{\partial u_1}{\partial n_1} \Big|_{r=R_1} &= \sum_{k=1}^{\infty} \sigma_1 k(a_k^1 R_1^{k-1}) \cos k\theta + \sum_{k=1}^{\infty} \sigma_1 k(b_k^1 R_1^{k-1}) \sin k\theta \\ \frac{\partial u_2}{\partial r}(r, \theta) &= \sum_{k=1}^{\infty} k(a_k^2 r^{k-1} - b_k^2 r^{-k-1}) \cos k\theta + \sum_{k=1}^{\infty} k(c_k^2 r^{k-1} - d_k^2 r^{-k-1}) \sin k\theta \\ \sigma_2 \frac{\partial u_2}{\partial n_1} \Big|_{r=R_1} &= \sum_{k=1}^{\infty} \sigma_2 k(a_k^2 R_1^{k-1} - b_k^2 R_1^{-k-1}) \cos k\theta + \sum_{k=1}^{\infty} \sigma_2 k(c_k^2 R_1^{k-1} - d_k^2 R_1^{-k-1}) \sin k\theta \end{aligned}$$

Se sustituirá en la condición (37):

$$\begin{aligned} \sigma_1 k a_k^1 R_1^{k-1} &= k \sigma_2 (a_k^2 R_1^{k-1} - b_k^2 R_1^{-k}) + g_k^1 \\ \sigma_1 k a_k^1 R_1^{k-1} &= k \sigma_2 (c_k^2 R_1^{k-1} - d_k^2 R_1^{-k}) + g_k^2 \end{aligned}$$

Se multiplicarán por R_1 las ecuaciones:

$$\begin{aligned} \sigma_1 k a_k^1 R_1^k &= k \sigma_2 (a_k^2 R_1^k - b_k^2 R_1^{-k}) + g_k^1 R_1 \\ \sigma_1 k a_k^1 R_1^{k-1} &= k \sigma_2 (c_k^2 R_1^k - d_k^2 R_1^{-k}) + g_k^2 R_1 \end{aligned}$$

Se aplicará una sustitución de las ecuaciones (41) en las ecuaciones anteriores:

$$\begin{aligned} \sigma_1 (a_k^2 R_1^k + b_k^2 R_1^{-k}) &= \sigma_2 (a_k^2 R_1^k - b_k^2 R_1^{-k}) + \frac{g_k^1 R_1}{k} \\ \sigma_1 (c_k^2 R_1^k + b_k^2 R_1^{-k}) &= \sigma_2 (c_k^2 R_1^k - d_k^2 R_1^{-k}) + \frac{g_k^2 R_1}{k} \end{aligned}$$

Se agrupan los términos:

$$\begin{aligned}(\sigma_1 - \sigma_2)a_k^2 R_1^k + (\sigma_1 + \sigma_2)b_k^2 R_1^{-k} &= \frac{g_k^1 R_1}{k}, \\(\sigma_1 - \sigma_2)c_k^2 R_1^k + (\sigma_1 + \sigma_2)d_k^2 R_1^{-k} &= \frac{g_k^2 R_1}{k}\end{aligned}\quad (42)$$

Tomando en cuenta la condición (38) y evaluando $r = R_2$

$$\begin{aligned}a_k^2 R_2^{k-1} - b_k^2 R_2^{-k-1} &= 0 \\c_k^2 R_2^{k-1} - d_k^2 R_2^{-k-1} &= 0\end{aligned}\quad (43)$$

Considerando la ecuación (43) para despejar

$$a_k^2 = \frac{b_k^2 R_2^{-k}}{R_2^k} = b_k^2 R_2^{-2k}\quad (44)$$

Si sustituimos (44) en (42)

$$(\sigma_1 - \sigma_2)b_k^2 R_2^{-2k} R_1^k + (\sigma_1 + \sigma_2)b_k^2 R_1^{-k} = \frac{g_k^1 R_1}{k}$$

Factorizando a b_k^2

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

Si se despeja lo anterior se obtiene:

$$b_k^2 = \frac{g_k^1 R_1^{k+1} R_2^{2k}}{k[(\sigma_1 - \sigma_2)R_1^{2k} + (\sigma_1 + \sigma_2)R_2^{2k}]} \quad (45)$$

Se sustituye (45) en (44)

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

De (43) se despeja

$$c_k^2 = \frac{d_k^2 R_2^{-k}}{R_2^k} = d_k^2 R_2^{-2k}\quad (46)$$

c_k^2 se reemplaza en (42):

$$(\sigma_1 - \sigma_2)d_k^2 R_2^{-2k} R_1^k + (\sigma_1 + \sigma_2)c_k^2 R_1^{-k} = \frac{g_k^2 R_1}{k}$$

Se necesita factorizar d_k^2 , por lo tanto

$$d_k^2 [(\sigma_1 - \sigma_2)R_1^{2k} + (\sigma_1 + \sigma_2)R_1^{-k}] = \frac{g_k^2 R_1}{k}$$

Se despeja d_k^2 y se llega a:

$$d_k^2 = \frac{g_k^2 R_1^{k+1} R_2^{2k}}{k[(\sigma_1 - \sigma_2)R_1^{2k} + (\sigma_1 + \sigma_2)R_2^{2k}]} \quad (47)$$

Sustituyendo a (47) en (46) se obtiene:

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

Se sustituye a_k^2 y b_k^2 en (41) se obtiene:

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

En la ecuación (41) se sustituye c_k^1 y d_k^1 para obtener

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

Teniendo en $u_1(r, \theta)$ y $u_2(r, \theta)$ se sustituyen a $a_k^1, b_k^2, a_k^2, b_k^2, c_k^2$ y d_k^2 de ahí se obtiene la solución del problema de contorno propuesto (33-34). En cuanto a la solución de $u_2(r, \theta)$ se le evalúa a $r = R_2$ se le conoce como la solución del problema directo y se da como:

$$V(\theta) = u_2|_{s_2} = u_2(r, \theta)$$

$$\sum_{k=1}^{\infty} \left(\frac{2g_k^1 (R_1^{k+1} + R_2^k)}{k[(\sigma_1 - \sigma_2)R_1^{2k} + (\sigma_1 + \sigma_2)R_2^{2k}]} \right) \cos k\theta + \sum_{k=1}^{\infty} \left(\frac{2g_k^2 (R_1^{k+1} + R_2^k)}{k[(\sigma_1 - \sigma_2)R_1^{2k} + (\sigma_1 + \sigma_2)R_2^{2k}]} \right) \sin k\theta \quad (48)$$

A esta expresión se le considera como la medición electroencefalográfica producida por la fuente, donde:

- g_k^1 y g_k^2 son los coeficientes de Fourier de g ,
- R_1 indica el radio del cerebro
- R_2 el radio de la cabeza
- σ_1 y σ_2 son las conductividades promedio del cerebro y cabeza (respectivamente)
- θ indica la posición de cada electrodo ubicado sobre el cuero cabelludo.

La reproducción de este trabajo se realizó para el caso angular.

2.9.2 Problema de contorno superficial

Se presentarán los resultados numéricos tomando en cuenta la solución del problema directo e inverso del modelo ya presentado y considerando la fuente siguiente:

$$g(x) = \vec{p} f_{\beta}(x) \cdot n_1 \quad (49)$$

Donde:

$$x = (x_1, x_2) = (R_1 \cos \theta, R_1 \sin \theta)$$

$a = (a_1, a_2) = (R_1 \cos \theta_0, R_1 \sin \theta_0)$ representa el centro de la función campana

$\vec{p} = (p_1, p_2)$, es el momento dipolar

$n_1 = (R_1 \cos \theta, R_1 \sin \theta)$ representa la norma exterior sobre la frontera S_1 .

$$f_{\beta}(x) = \frac{e^{-\frac{|x-a|^2}{2\beta^2}}}{\int_{S_1} e^{-\frac{|x-a|^2}{2\beta^2}}}$$

Donde:

$\beta > 0$, es el ancho de la función campana

Teniendo esto, la fuente $g(x)$ se asemeja a la siguiente expresión:

$$g_N(x) = f_{\beta}(x) \vec{p} \cdot n_1 - c_{\beta} \quad (50)$$

Donde:

c_{β} es un término constante del desarrollo de las series de Fourier de f_{β} ,

$$c_{\beta} = \frac{1}{2} \int g(x) dx$$

Si se sustituye $g(x)$ por $g_N(x)$ en el problema de contorno superficial. Los coeficientes de Fourier de g_N se obtendrán con la función `quadl` en MATLAB. En la figura 2.9 se realiza una sustitución de $g(x)$ por $g_N(x)$ en el problema de contorno superficial. Para el cálculo de los coeficientes de Fourier de g_N se obtienen con la función `quadl` de MATLAB. Se observa que en figura 2.9 la medición (49-50) fuente exacta contra la fuente aproximada con un coeficiente de Fourier ($N = 30$). Teniendo una fuente $g(x) = \int -\frac{|x-a|^2}{\beta^2}$ y $S_1; 0 < \theta < 2\pi$ donde los resultados fueron los siguientes:

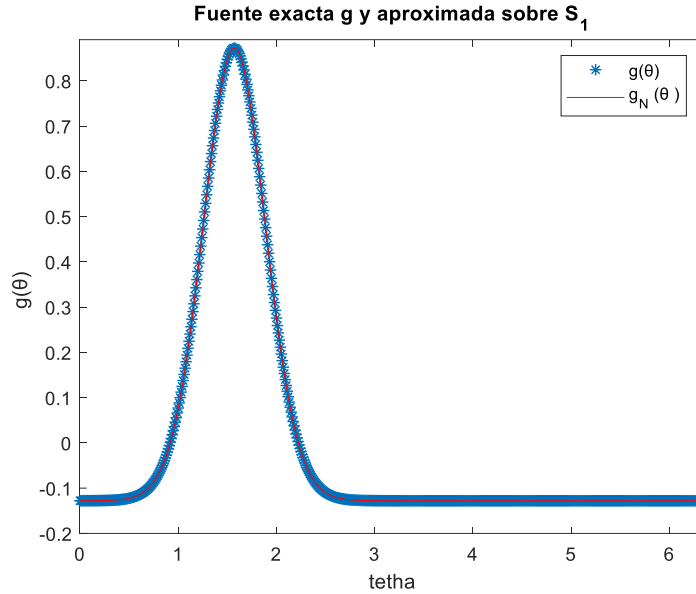


Figura 2. 7 Gráfica de la fuente $g(\theta)$ y la fuente aproximada por coeficientes de Fourier $g_N(\theta)$.

En la figura 2.10 se muestra la medición que se obtiene de la fuente vs la medición a la cual se le agrega un error aleatorio. Esta figura gráfica el resultado del problema inverso, en otras palabras, tomando una medición con error se produce la fuente, está fuente se considera regularizada.

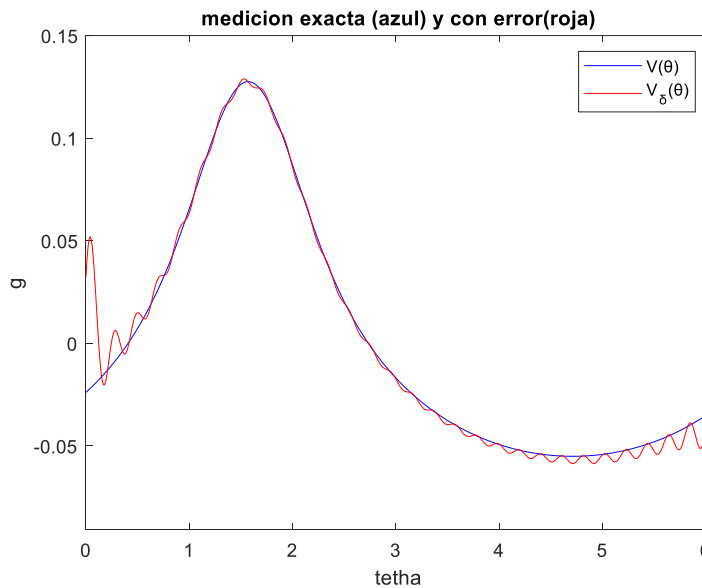


Figura 2. 8 Medición sobre el cuero cabelludo producida por la fuente y medición con un error aleatorio.

Donde:

$$\beta = \sqrt{0.1}$$

$$(p_1, p_2) = (1, 1)$$

$$\sigma_1 = 3$$

$$R_1 = 1$$

$$\sigma_2 = 1$$

$$R_2 = 1.2$$

$$(a_1, a_2) = (0, 1)$$

$$\delta = 0.1 \text{ (error agregado a la medición)}$$

$$\alpha = 0.0001 \text{ (Parámetro de regularización)}$$

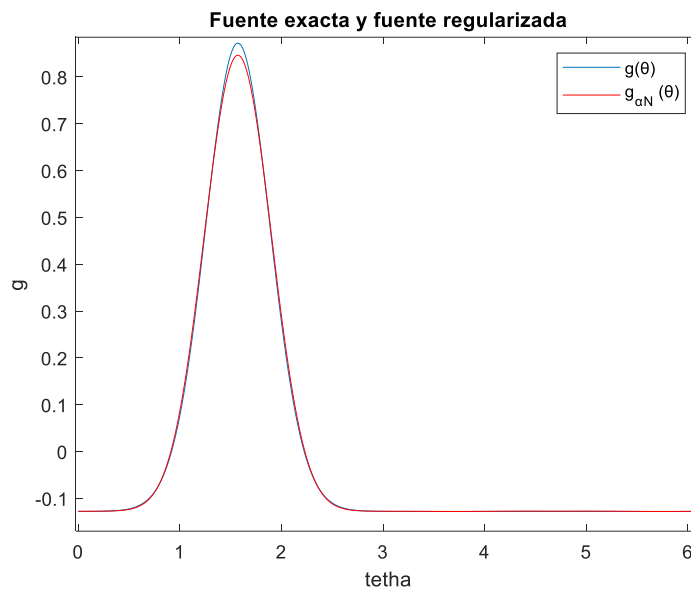


Figura 2. 9 Comparación de la fuente exacta y la fuente regularizada que se obtiene a partir de una medición con error.

El valor de $a = (a_1, a_2)$ está dado por el valor máximo de $g_N(x)$, que en este ejemplo en particular tenemos que $a = 1.6$, por lo tanto $(a_1, a_2) = (\cos 1.6, \sen 1.6) = (-0.0291, 0.9995)$, es importante denotar que para generar la medición se toma a $a = (0, 1)$, con lo cual se puede obtener el error absoluto y relativo de a y de \vec{p} de la siguiente manera:

$$\alpha(\delta) = 0.0001$$

$$a_{\alpha(\delta)} = (-0.029, 0.999)$$

$$E_R(a_{\alpha(\delta)}, a) = \frac{\|a_{\alpha(\delta)} - a\|_{L_2(S_1)}}{\|a\|_{L_2(S_1)}} = 2.9202 \times 10^{-2}$$

$$E_A(a_{\alpha(\delta)}, a) = \|a_{\alpha(\delta)} - a\|_{L_2(S_1)} = 2.9202 \times 10^{-2}$$

$$E_R(V_\delta, V) = \frac{\|V_\delta - V\|_{L_2(S_1)}}{\|V\|_{L_2(S_1)}} = 5.8809 \times 10^{-2}$$

$$E_A(V_\delta, V) = \|V_\delta - V\|_{L_2(S_1)} = 1.1637 \times 10^{-2}$$

$$\vec{p}_{\alpha_1}(\delta) = (0.883, 0.987)$$

$$E_R(\vec{p}_{\alpha_1(\delta)}, \vec{p}) = \frac{\|\vec{p}_{\alpha_1(\delta)} - \vec{p}\|_{L_2(S_1)}}{\|\vec{p}\|_{L_2(S_1)}} = 8.2597 \times 10^{-2}$$

$$E_A(\vec{p}_{\alpha_1(\delta)}, \vec{p}) = \|\vec{p}_{\alpha_1(\delta)} - \vec{p}\|_{L_2(S_1)} = 1.1681 \times 10^{-2}$$

Estos son los resultados numéricos considerando el centro $a = (0,1)$.

El modelo matemático el cual considera a la cabeza como círculos concéntricos y conductividad eléctrica del cerebro con un foco epiléptico en la superficie de la corteza cerebral, el cual se obtiene al problema directo e inverso en dos dimensiones. Se inicia proponiendo una fuente como el momento dipolar multiplicada por una función campana y de esa forma se puede representar la fuente exacta, la fuente aproximada debe ser representada por coeficientes de Fourier para así poder asignar la medición sobre el cuero cabelludo agregando un error aleatorio el cual solamente se presentará en el problema de recuperación (problema inverso). Los resultados de la fuente regularizada son expuestos junto con la obtención del momento dipolar una vez conociendo el centro de la campana.

En este capítulo se desarrollaron todos los fundamentos necesarios para el desarrollo de este trabajo, es importante destacar la varianza, curtosis, densidad espectral de potencia, potencia de banda y entropía espectral ya que estas nos permitirán realizar la detección de un evento epilépticos y por supuesto nuestras medidas de rendimiento las cuales nos cuantificarán el desempeño del algoritmo.

Capítulo 3. Caracterización de señales epilépticas de ausencia

El procesamiento de señales EEG consiste en extraer ciertas características de la señal, las cuales nos permitan realizar una clasificación. La actividad eléctrica del cerebro puede ser analizada en dos dominios (tiempo y frecuencia), midiendo las variaciones de tensión en función de cada uno de ellos.

En el dominio del tiempo, las técnicas buscan medir el cambio de potencial que se produce en el tiempo de la señal EEG. En esta Tesis se utilizó la varianza y curtosis para encontrar un diferenciador entre señales epilépticas de ausencia y señales no epilépticas. Con la varianza es posible determinar qué tan dispersa es la señal EEG en diferentes segmentos y con ello analizar si existe algún patrón que permita determinar el inicio de un evento epiléptico de ausencia. La curtosis es frecuentemente utilizada para detectar la presencia de artefactos en los registros de EEG. En el presente trabajo, la curtosis se utilizará para poder discriminar entre diferentes segmentos y con ello determinar el inicio de un evento epiléptico de ausencia.

En el dominio de la frecuencia existen diversos tipos de análisis, como el análisis espectral que permite conocer las frecuencias características de las señales, la propagación de ondas a través de un medio, la potencia generada por esta señal. Para este trabajo utilizaremos la densidad de potencia, potencia de banda y entropía espectral para determinar si hay un cambio notable entre las señales epilépticas de ausencia y señales no epilépticas. La entropía espectral trata la distribución de energía normalizada de la señal en el dominio de la frecuencia como la función de masa de probabilidad

3.1 Procedimiento

Para poder caracterizar y analizar las señales con los cálculos obtenidos como se describieron anteriormente, se utilizaron registros EEG de nueve niños de 6 a 11 años con epilepsia de ausencia, de los cuales, tres de ellos contienen dos eventos, y los demás contienen uno, tres, cuatro, seis, siete y diez eventos de ausencia (denotados como EEG1-EEG9, respectivamente), teniendo un total de 37 eventos epilépticos. La frecuencia de muestreo en todos los registros es de 256 Hz. Los eventos epilépticos de ausencia tienen una duración de 3 s hasta 12 s.

En la Figura 3.1 se muestra un diagrama del procedimiento a seguir para la caracterización de las señales. El primer paso a considerar para el procesamiento de las señales fue realizar una normalización de la señal que se va a analizar. Esta normalización se llevó a cabo haciendo el valor promedio de la señal igual a cero y su varianza total igual a uno.

Posteriormente se aplicó un filtro Butterworth pasa-bajas de orden 4 y cuya frecuencia de corte es 20 Hz. El filtro pasa-bajas se utiliza con el fin de eliminar los artefactos musculares que pudieran aparecer en el EEG. Es importante destacar que este filtro no intervendrá en las señales epilépticas ya que como se mencionó anteriormente la frecuencia de los eventos de

ausencia son de 3-5 Hz.

Cabe mencionar que, para el cálculo, tanto en tiempo (varianza y curtosis) como en frecuencia (densidad espectral de potencia, potencia de banda y entropía espectral), se utilizaron segmentos de señal antes del evento epiléptico de ausencia (de 5 segundos de longitud), durante el evento epiléptico (de duración entre 3 y 15 segundos, dependiendo del evento de cada serie de datos) y en segmentos de señales que se consideraron como normales. Es decir, sin ninguna alteración ni distorsión (de 5 segundos de duración).

Para el análisis de frecuencia se tomaron en cuenta tres bandas: La banda teta, la cual va de 4 a 7 Hz; alfa, de 8 a 12 Hz; y la banda beta, de 13 a 20 Hz, tal como se explicará más adelante.

De los 21 canales registrados el análisis se realizó en el canal O1 (correspondiente a la parte occipital izquierda), ya que la epilepsia de ausencia se presenta de manera general en todo el cuero cabelludo, por lo tanto, todos los canales se verán afectados en sus señales normales. La importancia de esta caracterización radica en encontrar una diferencia notoria entre señales con epilepsia de ausencia y normales.

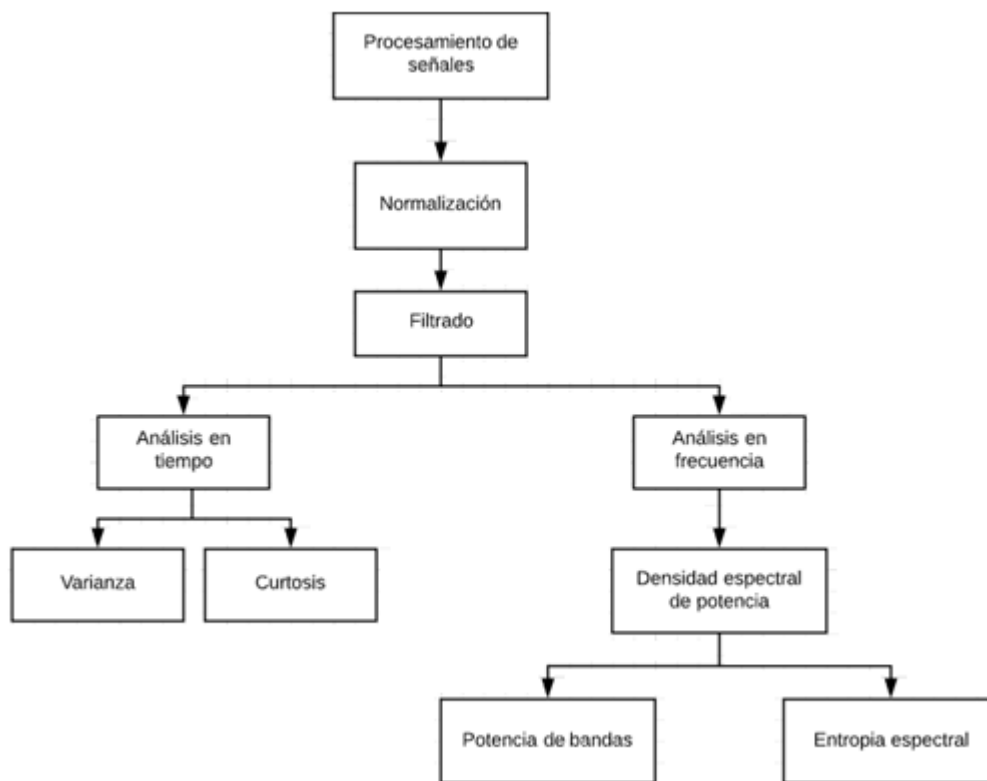


Figura 3. 1 Esquema del procesamiento de señales

3.1.1 Varianza

Con la varianza es posible determinar qué tan dispersa es la señal EEG en los diferentes segmentos y con ello analizar si existe algún patrón que permita determinar el inicio de un evento epiléptico de ausencia.

Una vez que las señales han pasado por la normalización y filtrado pasaremos al análisis de tiempo, donde se calculará la varianza. Como se mencionó anteriormente, los registros EEG fueron nombrados como EEG1-EEG9. Se calculó la varianza usando la ecuación (14) del electrodo O1 el cual está ubicado en el canal 13. En la figura 3.2 podemos apreciar los segmentos antes de que aparezca el evento epiléptico (segmento con una duración de 5 segundos) que en este caso es desde el segundo 315 y durante. Se puede observar que el evento epiléptico de ausencia inicia aproximadamente en el segundo 320 y tiene una duración de 8 segundos.

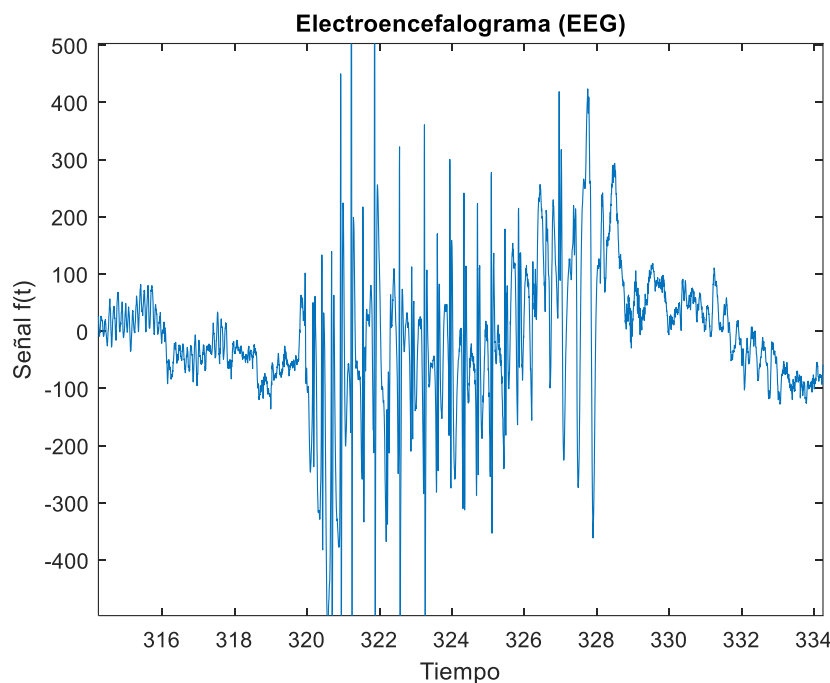


Figura 3. 2 Primer segmento de señales epilépticas de ausencia y segundos antes del evento del registro EEG1.

La figura 3.3 muestra el segmento denominado *normal* (para este trabajo en particular se le llamara señal *normal* a aquella señal que no presente un evento epiléptico y que está más allá de 5 segundos antes o después de que un evento ocurra). La sección elegida para ser analizada será desde el segundo 100 hasta el 105. Este segmento se eligió debido a que existen artefactos (oculares) y de esta forma se pueden caracterizar para evitar que sean clasificados como eventos epilépticos posteriormente.

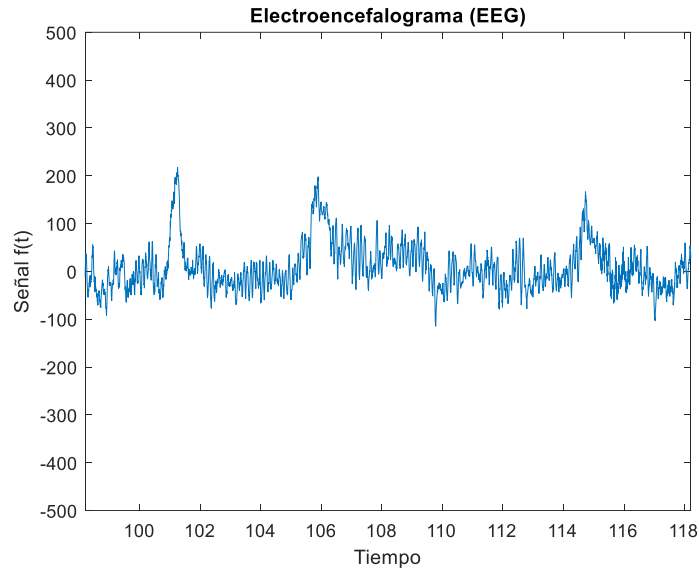


Figura 3. 3 Primer segmento de señales normales del registro EEG1.

En la figura 3.4 se observan las varianzas de 4 eventos epilépticos correspondientes al registro EEG1, tanto antes y durante un evento epiléptico, como en el segmento de señales consideradas normales. Como se observa en la figura, durante el evento epiléptico la varianza es mayor que en los otros dos segmentos.

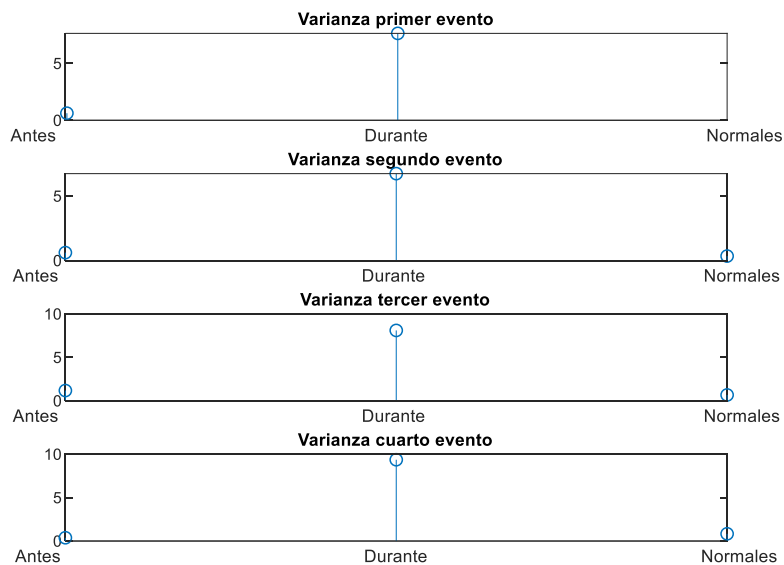


Figura 3. 4 Varianza de los segmentos antes, durante y normales del registro EEG1 obtenidas con MATLAB.

En la tabla 3.1 se presentan los promedios de las varianzas por segmento analizado y por cada uno de los registros. Se puede observar que existe un crecimiento en la varianza de las señales EEG durante el evento epiléptico de ausencia, en comparación con segundos antes de que ocurra y en señales normales. Desde el EEG1 al EEG9 se tienen resultados consistentes de una elevación en el valor de la varianza, lo cual permite corroborar que la varianza puede ser usada como un diferenciador para detectar los eventos epilépticos. Sin embargo, para evitar falsos positivos también se debe comparar el valor de la varianza se las señales normales contra el resultado en segundos antes del evento. En la mayoría de los casos se presenta que la varianza es mayor milisegundos antes de que un evento ocurra, lo que indica un posible resultado a considerar para la detección de eventos epilépticos.

Tabla 3.1 Promedio de la Varianza por cada registro analizado.

No. del registro	Antes	Durante	Normales
EEG1	0.6971	7.9564	0.6161
EEG2	0.0085	0.8698	0.0015
EEG3	15.1096	24.1909	0.3080
EEG4	0.2897	20.1648	0.3016
EEG5	0.4721	4.4167	0.0650
EEG6	0.6197	7.4080	0.1293
EEG7	0.1424	2.0365	0.0721
EEG8	0.7551	6.6412	0.3915
EEG9	0.3439	0.9942	0.1778

A continuación, se presenta en la figura 3.5 el promedio de la varianza de todos los registros EEG. En donde se puede percibir de forma uniforme como es que la varianza en señales normales suele ser más chica, en instantes antes del evento crece este valor y por último durante el evento epiléptico de ausencia, se dispara.

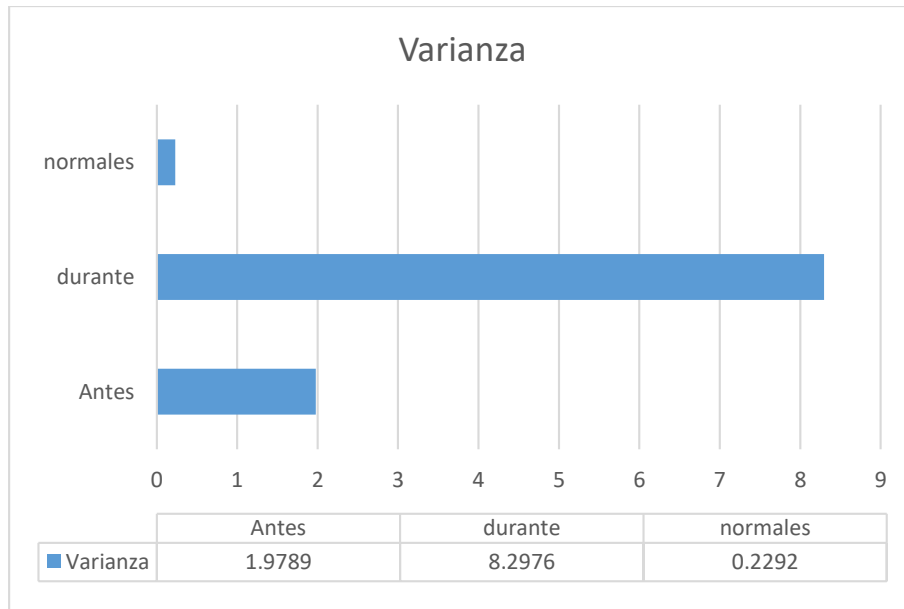


Figura 3.5 Promedio de varianza de los nueve registros EEG.

Un factor a considerar de estos resultados es que, segundos antes comparado con señales durante un evento epiléptico de ausencia como mínimo el valor de la varianza se eleva al doble de su valor. En un caso particular como lo es el EEG3, al ser la varianza de segundos antes tan elevada solo hay un incremento del 50% sobre su valor. Es un parámetro importante a tomar en cuenta para el desarrollo de un algoritmo de detección de eventos epilépticos.

3.1.2 Curtosis

La curtosis se calculará con la fórmula (15) donde al igual que la varianza encontramos las mismas variables y se calculará por segmentos antes, durante y normal.

De la misma manera que con la varianza, en la Figura 3.6 se presentan los resultados de la curtosis antes, durante y en segmentos considerados como normales. En este caso particular de la curtosis, tenemos resultados variantes, ya que en el primer y tercer evento podemos observar un valor mayor en señales normales, el cual decrece instantes antes y durante el evento de ausencia crece, pero en el segundo evento esto cambia totalmente, teniendo una curtosis mayor durante el evento.

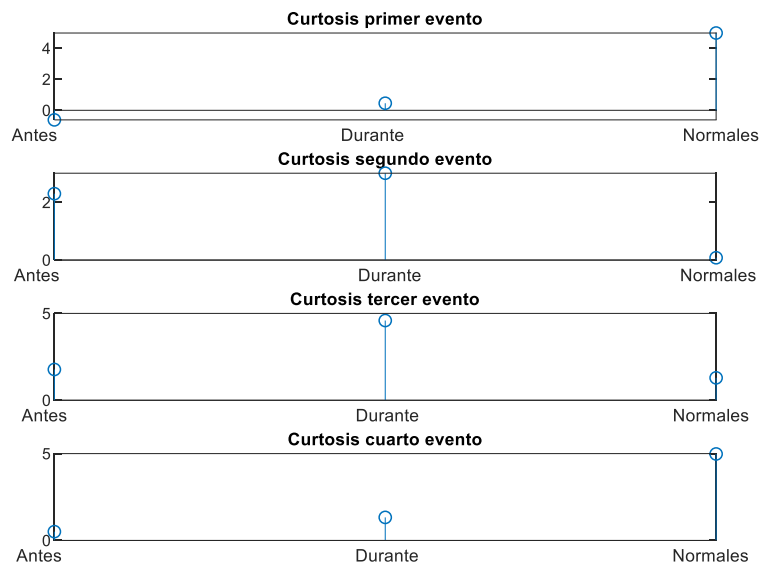


Figura 3. 6 Curtosis de los segmentos antes, durante y normales del registro EEG1 obtenidas con MATLAB.

En la tabla 3.2 se muestra el promedio de la Curtosis en cada uno de los registros EEG. Como se puede observar, las señales normales tienden a tener una curtosis mayor comparada con la curtosis durante un evento y en instantes antes del evento este valor suele aumentar.

Tabla 3.2. Promedio de la Curtosis por cada registro analizado.

No. del registro	Antes	Durante	Normales
EEG1	0.9919	2.3467	2.1168
EEG2	2.8662	-0.4578	0.4451
EEG3	0.4729	0.3161	0.2183
EEG4	-0.2200	-0.4406	-0.0621
EEG5	0.4131	-0.2479	-0.0205
EEG6	14.2889	-0.1490	0.4178
EEG7	3.1534	-0.2199	0.2941
EEG8	4.8902	0.2919	0.3149
EEG9	0.7391	0.7434	-0.0011

En la figura 3.7 se cuenta con el promedio de estos valores de cada uno de los registros. Con estos resultados se puede observar que hay un decrecimiento mínimo del 50% durante un evento epiléptico de ausencia comparado con señales normales. También se puede observar que antes del evento la curtosis es más grande que durante el evento. Esto quiere decir que cuando la curtosis decrece durante el evento y suele aumentar su valor instantes antes, esto indica que un evento epiléptico de ausencia está próximo a suceder.

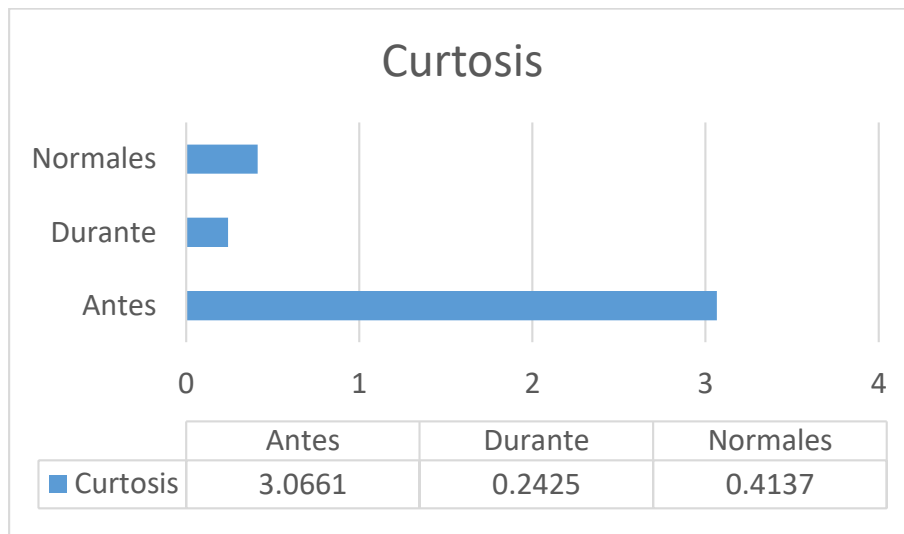


Figura 3. 7 Promedio de curtosis de los nueve registros EEG

De esta forma se tiene un segundo criterio para identificar señales epilépticas de las señales normales. No menos importante a considerar, es que la curtosis durante un evento de ausencia suele ser negativa, mientras que en señales normales en su mayoría es positiva, abriendo así un camino importante hacia la detección de eventos epilépticos de ausencia.

3.1.3 Densidad Espectral de Potencia

Se obtuvo la densidad espectral de potencia o también conocida como espectro de potencia utilizando la ecuación (16). Es decir, se obtiene la transformada de Fourier del segmento antes, durante o normal, de la señal EEG a analizar, dividiendo ésta en pequeños segmentos de igual longitud. Se obtiene cada potencia usando (16) y todos estos resultados se promedian para obtener así el periodograma del segmento analizado, al cual se denotará como $P(n)$.

Es bien conocido que cada señal posee su propio espectro, es por ello que el análisis de frecuencia es bastante usado para la caracterización de señales. En la Figura 3.8 muestra, a manera de ejemplo, una comparación del espectro de señales antes (color azul), durante el primer evento epiléptico (color rojo) y señales normales (color verde), y es evidente la

diferencias entre cada uno. Cuando las frecuencias bajas tienen una potencia grande como podemos observar en la figura 3.8, en la teoría de sistemas dinámicos (dinámica no lineal), se dice que existe caos, a pesar de que la epilepsia de ausencia sea un fenómeno transitorio.

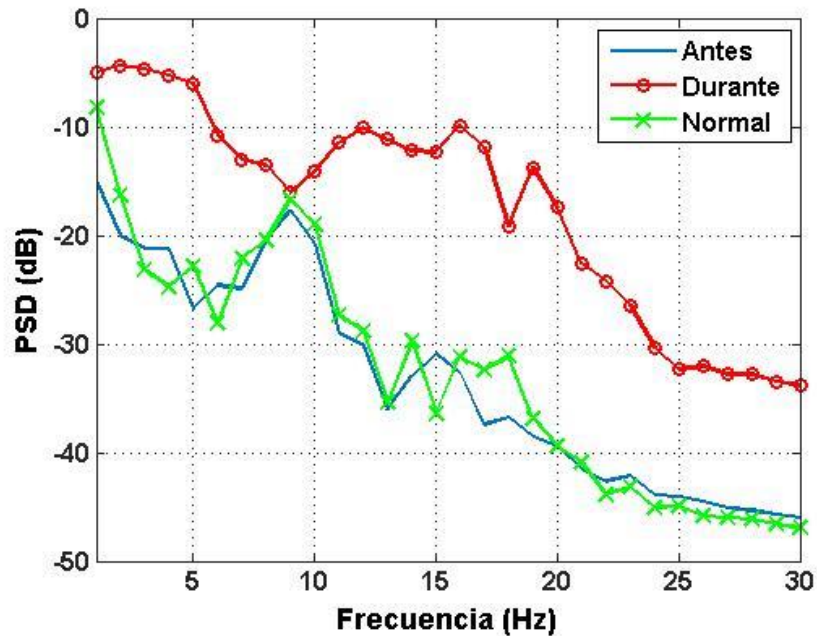


Figura 3. 8 Espectros de potencia del primer evento epiléptico, del registro EEG1, del canal O1, antes (línea continua), durante el evento epiléptico (línea con círculos) y en segmento normal (línea con cruces).

Como se puede observar, antes y en señales normales el espectro es menor que cuando un evento epiléptico está ocurriendo. Es por ello que además del espectro se calcularon las potencias por cada banda (teta, alfa y beta), tal como se describe a continuación. Es importante recordar que todos los resultados obtenidos se realizaron en el canal O1.

3.1.4 Potencia de bandas

Para poder determinar la cantidad de potencia que existe por cada uno de los ritmos cerebrales analizados (teta, alfa y beta) y por cada uno de los segmentos utilizados, se calculó la potencia de banda. La potencia de banda se obtiene calculando la potencia bajo la curva con la ecuación (17) por cada rango de frecuencias dependiendo del ritmo. Para el caso de teta se calculó la integral de 4 a 7 Hz. Para el ritmo alfa, de 8 a 12 Hz; y para beta, de 13 a 20 Hz.

En la figura 3.9 se pueden observar las potencias de las diferentes bandas con todos los canales cuando tenemos un segmento de señales consideradas normales. Es fácil de percibir

que la banda teta y el canal O1 (canal 13) tienen un mayor aporte en potencia. Este resultado influyó de forma directa para llevar a cabo todo el análisis en O1.

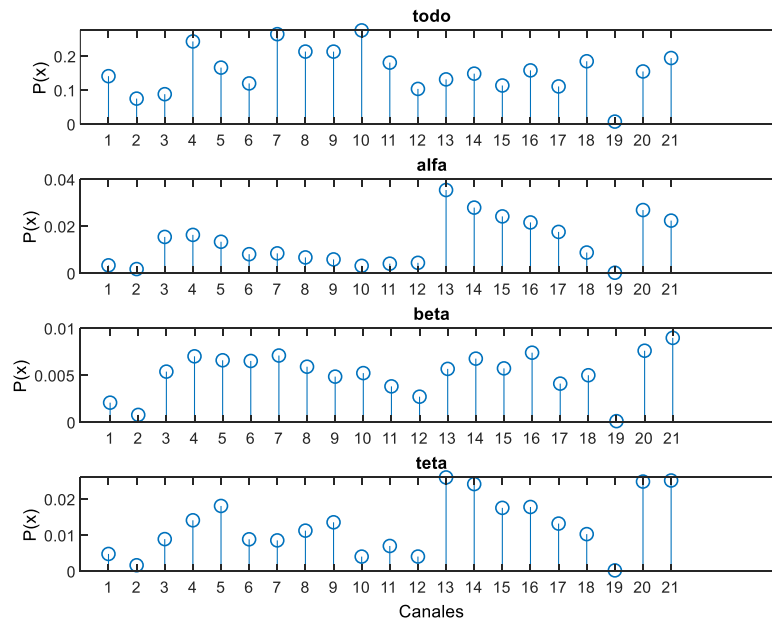


Figura 3. 9 Potencia de bandas (de todo el segmento, de la banda alfa, beta y teta) del registro EEG3 (de todos los canales) en un segmento de señales normales.

En la Tabla 3.3 se muestra el promedio obtenido de la potencia de banda del canal O1, en el intervalo de frecuencia θ (4-7 Hz) por cada uno de los registros EEG y en cada segmento analizado. Se puede observar el incremento de la potencia cuando se acerca un evento epiléptico de casi 10 veces su valor y un crecimiento mínimo del 70% cuando se presenta un evento epiléptico de ausencia.

Tabla 3. 3 Promedio de la potencia de banda por cada registro analizado

No. del registro	Antes	Durante	Normales
EEG1	0.0316	0.6428	0.0201
EEG2	0.0005	0.0617	0.00002
EEG3	0.8693	1.4809	0.0236
EEG4	0.0235	1.2095	0.0167
EEG5	0.0127	0.1897	0.0043
EEG6	0.0533	0.5620	0.0116
EEG7	0.0082	0.2174	0.0028
EEG8	0.0922	0.5100	0.0084
EEG9	0.0431	0.8965	0.0170

Como se puede observar en los resultados de la potencia por cada banda, la potencia de las señales normales es pequeña, en segundos antes se tiene un ligero aumento en la potencia y durante el evento de ausencia se tiene una potencia considerablemente mayor. De esta forma, se tiene un marcador más para realizar un algoritmo robusto para la detección de eventos epilépticos de ausencia.

3.1.5 Entropía espectral

La entropía espectral está dada por la ecuación de espectro de potencia y la distribución de la probabilidad de una señal. Con la ecuación (18) se realizará el cálculo de la entropía espectral.

En la tabla 3.4 se muestran los resultados de la entropía por cada registro y en cada segmento analizado. Se puede observar que la entropía espectral suele ser mayor durante el evento epiléptico, teniendo en consideración que antes de que éste suceda la entropía es menor.

Tabla 3.4 Promedio de la entropía por cada registro analizado.

No. del registro	Antes	Durante	Normales
EEG1	0.5965	0.6329	0.6199
EEG2	0.5385	0.5976	0.541
EEG3	0.6028	0.5803	0.6122
EEG4	0.5979	0.6172	0.601
EEG5	0.5588	0.6132	0.5992
EEG6	0.6144	0.6254	0.6071
EEG7	0.5859	0.6448	0.6091
EEG8	0.6141	0.6838	0.61
EEG9	0.662	0.6415	0.5366

La figura 3.10 muestra los promedios obtenidos de los registros EEG, lo cual deja en claro que cuando una persona se encuentra en un estado considerado normal, suele tener una entropía relativamente baja, lo cual cambia cuando está por suceder un evento epiléptico, ya que esta entropía baja para después de 5 segundos elevarse en aproximadamente un 6%.

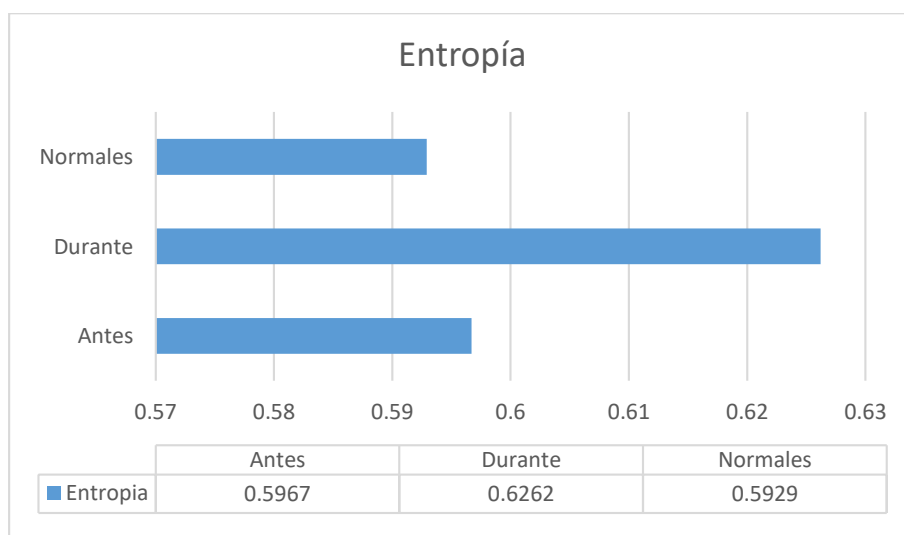


Figura 3. 10 Promedio de la entropía de los nueve registros EEG.

En conclusión, la caracterización de señales nos brindó 4 diferenciadores claros los cuales nos permitirán detectar un evento epiléptico de ausencia. En algunos casos los valores suelen ser mayores en señales epilépticas comparadas con las señales normales, en otro caso suelen ser más pequeñas, pero se destaca el hecho de que pueden ser diferenciadas y clasificadas. Es importante aclarar que este proceso se desarrolló con el fin de poder diferenciar las señales epilépticas de ausencia a señales consideradas normales (no epilépticas).

3.2 GENERACIÓN DE SEÑALES SINTÉTICAS

Para poder validar el algoritmo de detección propuesto, se emuló una señal EEG con las características de epilepsia de ausencia. Para ello, se tomó un segmento de señal EEG real que contenía un evento epiléptico de ausencia y se realizó un ajuste de la señal usando Origin, el cual es un software generalmente usado para analizar datos en tiempo y en frecuencia y para realizar y analizar gráficos.

3.2.1 Ajuste de señales

Como se mencionó en capítulos anteriores, las señales de epilepsia de ausencia se caracterizan por tener una frecuencia entre 3 y 5 Hz y por formarse de una onda y una espiga. Por ello, para lograr un ajuste eficiente de las señales en Origin, primero se obtuvo una señal base (onda) y posteriormente la espiga.

3.2.2 Señal base

En la figura 3.11 se presenta la señal base, la cual es una onda senoidal que tiene como ecuación $y = A * \sin(\pi * \frac{x-x_c}{w})$.

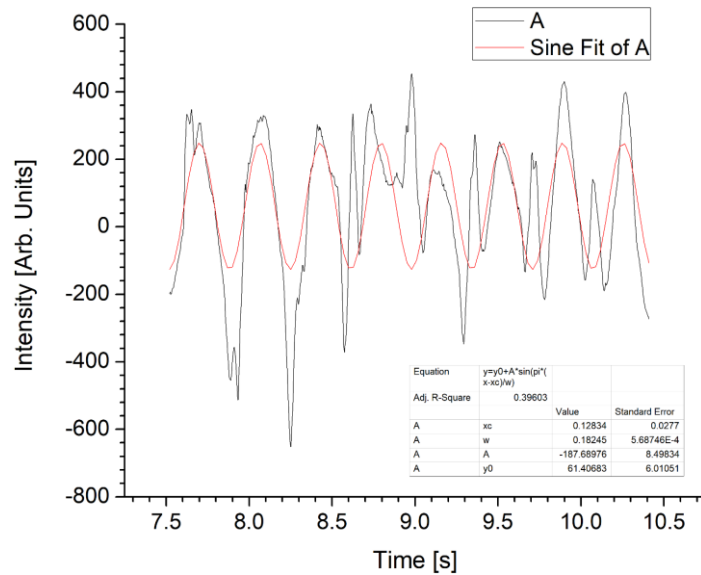


Figura 3. 11 Señal con evento epiléptico de ausencia (en negro) y señal base (onda) ajustada con Origin (rojo).

De acuerdo a los valores obtenidos con Origin, esta señal se emuló en MATLAB posteriormente con los siguientes datos: $f = 2.7 \text{ Hz}$, $f_s = 256 \text{ Hz}$, $phase = 2.2$ y $amplitud = 500$

3.2.3 Espigas

Una vez obtenida la señal base, se ajustó una de las espigas de la señal EEG. Los resultados se presentan en la Figura 3.12. En color negro está la señal original y en rojo el correspondiente ajuste. En MATLAB también se emuló usando una señal senoidal con los siguientes datos: $f = 10 \text{ Hz}$, $f_s = 256 \text{ Hz}$, $phase = 7.6$ y $amplitud = 500$.

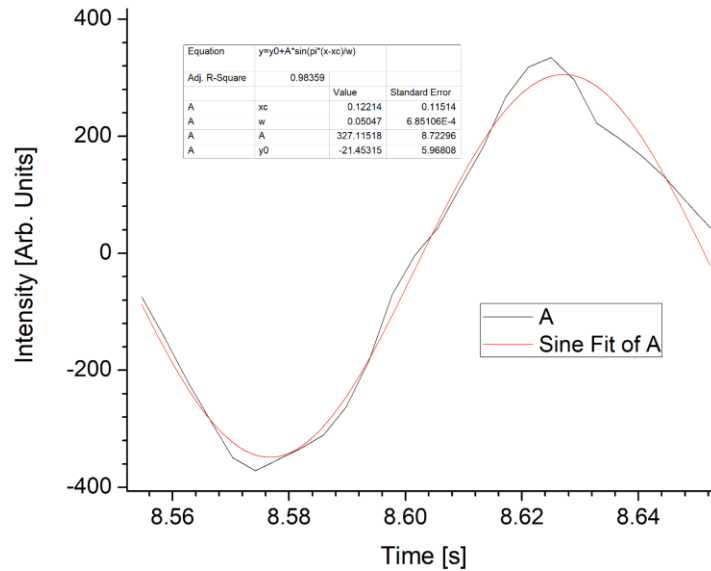


Figura 3. 12 Ajuste de una espiga. En negro la señal original EEG, en rojo su ajuste usando una señal senoidal. Datos obtenidos de Origin.

Con ambas señales emuladas en Matlab, se eligieron 26 puntos tanto de la señal base como de la espiga para ser sumados y con ello obtener una forma de onda similar a la señal EEG real. Asimismo, se utilizaron 48 puntos de la señal base, los cuales se concatenaron al resultado de la suma anterior y se repitió la concatenación por 15 veces. De esta manera se tiene una señal sintética EEG con eventos epilépticos de ausencia. En la figura 3.13 se muestra una señal sintética EEG con una morfología de pico onda lenta de 3 Hz similar a la señal epiléptica de ausencia y con una duración de 5 segundos.

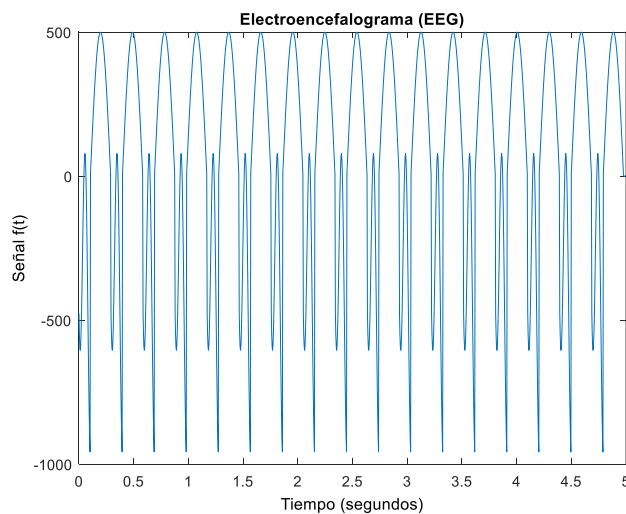


Figura 3. 13 Señal epiléptica de ausencia sintética.

Capítulo 4. Implementación

En los capítulos anteriores se mencionaron las herramientas que se utilizarían para la implementación del desarrollo de tesis. En el presente capítulo se explicará para qué se utilizarán las herramientas previamente explicadas.

4.1 Algoritmo de detección de eventos epilépticos de ausencia

Encontrar un algoritmo de detección de eventos epilépticos con un desempeño óptimo para diferentes escenarios y objetivos, aún es materia de investigación, debido a la variabilidad y diversidad de escenarios del mundo real. En este trabajo se implementará la extracción de características, que es el primer paso para la creación de un algoritmo de detección de eventos epilépticos de ausencia.

Fue necesario considerar para el algoritmo de detección establecer el tiempo en el cual nuestras características serán evaluadas. Se consideraron tres segmentos de tiempo (1, 0.5 y 0.25 segundos) en los cuales la varianza, la curtosis, la potencia de banda y la entropía espectral serán calculados a lo largo de los registros ya mencionados y nos permita determinar un parámetro o un umbral que una vez que sean superados se confirme un evento epiléptico con un uno. Fue necesario desmenuzar los registros completos calculando y analizarlos de forma conjunta para de esta forma generar los umbrales. Los umbrales fueron obtenidos elevando en un 60% aproximado el valor promedio de las señales normales y realizando un pequeño ajuste a base de prueba y error (el valor pudo incrementar o decrecer) dependiendo el caso y así generar los valores de los umbrales de forma general. Por último, para tener una detección es necesario que se cumplan cuatro condiciones:

1. El valor de la varianza debe ser mayor que R.
2. La curtosis debe de ser menor a S.
3. La potencia de banda debe sobrepasar el valor T.
4. La entropía debe ser más grande que U.

En el caso que solo sea tengan tres o menos de las cuatro condicionales no habrá detección.

En las pruebas realizadas se midieron la capacidad de detectar un evento epiléptico junto con los falsos positivos y elegir el tiempo óptimo de evaluación para los umbrales elegidos.

4.1.1 Detección de eventos epilépticos de ausencia con EEG sintético

Al contar con una señal epiléptica de ausencia sintética el siguiente paso fue realizar un EEG sintético con señales consideradas normales. En este caso se tomó un segmento del registro EEG1, el cual fue concatenado con la señal epiléptica sintética. Esto se repitió en diferentes tiempos de la señal para de esta forma probar el algoritmo. Entre las pruebas realizadas se construyó una señal epiléptica de ausencia de varias duraciones las cuales

fueron de 5, 7 y 10 segundos ubicadas en el inicio, a los 10 y a los 80 segundos del EEG sintético. El tiempo total de la señal sintética concatenada con el segmento tomado del EEG1 es de 100 segundos aproximadamente. La tabla 4.1 muestra los segmentos de tiempo considerados, eventos reales, cuántos de estos fueron detectados, el número de falsos positivos, así como la tasa de verdaderos positivos (TVP) y resultados obtenidos con los diferentes criterios de tiempo. El criterio de 0.5 segundos muestra una eficiencia del 100% en la tasa de verdaderos positivos, siendo el resultado más notable.

Tabla 4.1 Eventos reales vs eventos detectados y falsos positivos (0.5 segundo) del EEG sintético.

Criterio de tiempo	Eventos reales	Eventos detectados	Falsos positivos	TVP	TFP
1 segundo	9	7	1	77.77%	12.5%
0.5 segundos	9	9	0	100%	0%
0.25 segundos	9	6	2	66.6%	25%

Los resultados con un EEG sintético nos muestra que la detección de eventos epilépticos con un criterio de 0.5 segundos es robusta. Es importante destacar que la tasa de falsos positivos (TFP) es del 0%.

En la figura 4.1a se muestra la detección del evento epiléptico de ausencia, donde el valor 1 es el evento detectado y 0 cuando la señal es considerada normal y en la figura 4.1b muestra la señal epiléptica de ausencia sintética. Como podemos observar en las figuras el evento epiléptico de ausencia es bien detectado.

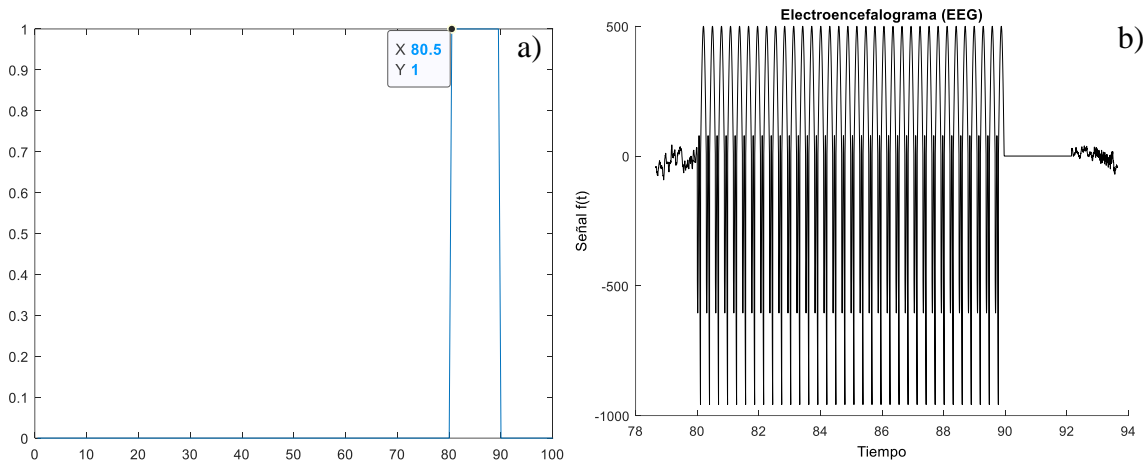


Figura 4. 1 Detección del algoritmo (a) comparado con el evento epiléptico de ausencia sintético (b), donde el valor uno es un evento detectado y cero es una señal considerada normal

Una vez probado el algoritmo propuesto con la señal EEG sintética creada, se usarán diferentes señales EEG reales, de pacientes con epilepsia de ausencia.

4.1.2 Detección de eventos epilépticos de ausencia con los registros EEG

De igual forma que para el caso de señales sintéticas, se usarán diferentes tiempos (1, 0.5 y 0.25 segundos), para ser probados con el algoritmo propuesto, pero ahora utilizando los registros EEG.

En la tabla 4.2 se muestran tanto el número del registro EEG como los eventos reales, los detectados y los falsos positivos analizando las señales cada segundo. Para este caso, el algoritmo de detección cuenta con una tasa del 86.48% de efectividad utilizando la ecuación (22), pero se tiene una tasa muy elevada de falsos positivos.

Tabla 4.2 Eventos reales vs eventos detectados y falsos positivos (1 segundo).

No. del registro	Eventos reales	Eventos detectados	Falsos positivos
EEG1	4	4	4
EEG2	2	2	2
EEG3	1	1	2
EEG4	7	6	2
EEG5	3	3	2
EEG6	2	2	2
EEG7	10	10	4
EEG8	2	2	2
EEG9	6	2	0

La tabla 4.3 la cual evalúa nuestros criterios de detección cada 0.5 segundos genera un claro contraste en los falsos positivos, en comparación con los cálculos cada segundo, teniendo una tasa de 0% de falsos positivos y un excelente desempeño detectando eventos epilépticos de ausencia.

Tabla 4.3 Eventos reales vs eventos detectados y falsos positivos (0.5 segundo).

No. del registro	Eventos reales	Eventos detectados	Falsos positivos
EEG1	4	4	0
EEG2	2	2	0
EEG3	1	1	0
EEG4	7	5	0
EEG5	3	3	0
EEG6	2	1	0
EEG7	10	10	0
EEG8	2	2	0
EEG9	6	6	0

Por último, la tabla 4.4 presenta los eventos detectados haciendo usando 0.25 segundos por segmento. Se obtuvo una tasa de efectividad de detección del 75.67% pero un índice menor de falsos positivos comparado con la tabla 4.1 (un segundo). Descartando por completo este criterio de evaluación.

Tabla 4.4 Eventos reales vs eventos detectados y falsos positivos (0.25 segundo).

No. del registro	Eventos reales	Eventos detectados	Falsos positivos
EEG1	4	4	0
EEG2	2	2	0
EEG3	1	1	0
EEG4	7	1	0
EEG5	3	3	1
EEG6	2	2	0
EEG7	10	8	2
EEG8	2	2	0
EEG9	6	5	1

Dados los resultados de los tres lapsos, se optó considerar el de 0.5 segundos, ya que mostró un mejor rendimiento.

4.2 Medidas de desempeño del algoritmo de detección de eventos epilépticos de ausencia.

Como ya se mencionó en capítulos anteriores es necesario tener una medida de cuantificación para poder determinar el rendimiento del algoritmo propuesto. Es por ello que se ha realizado un desglose del mismo según cada registro en el cual ha sido probado. Dejando en claro que se tiene en la mayoría de los registros una tasa del 100%. Al sacar un promedio de la TVP se obtiene que un 91.89% más que satisfactorio para determinar el rendimiento del algoritmo. La tasa de falsos positivos como se ha documentado anteriormente en esta tesis cuantifica los eventos detectados erróneamente por el algoritmo e ilustrados por la última columna de la tabla 4.5. Se puede observar que en los registros utilizados se cuenta con una TFP del 0% de forma general.

Tabla 4.5 Tasa de verdaderos positivos y tasa de falsos positivos del algoritmo a 0.5 segundos.

No. del registro	Eventos reales	Eventos detectados	TVP	TFP
EEG1	4	4	100%	0%
EEG2	2	2	100%	0%
EEG3	1	1	100%	0%
EEG4	7	5	71.42%	0%
EEG5	3	3	100%	0%
EEG6	2	1	50%	0%
EEG7	10	10	100%	0%
EEG8	2	2	100%	0%
EEG9	6	6	100%	0%

En la tabla 4.6 muestra la duración de cada uno de los registros EEG analizados para así calcular la tasa de falsos positivos por hora, la cual es 0.

Tabla 4.6 Duración en minutos de los registros EEG analizados.

No. del registro	Duración del EEG (minutos:segundos)
EEG1	20:57
EEG2	23:06
EEG3	20:01
EEG4	23:52
EEG5	13:36
EEG6	20:01
EEG7	23:21
EEG8	15:24
EEG9	20:55

Teniendo en total 3 horas, 1 minutos y 13 segundos de análisis y obteniendo de resultado FPH=0.

4.2.1 Tiempo de respuesta para la detección de un evento epiléptico de ausencia

La velocidad en la que se determina si hay un evento epiléptico de ausencia es vital para poder brindar asistencia al paciente, es por ello que en la tabla 4.7 se muestra un desglose del tiempo que se tardó el algoritmo en detectar cada evento epiléptico de los registros ya mencionados. El tiempo está especificado en segundos y si no presenta un mayor número de eventos el registro se completará con NP (No Presenta) y ND será cuando no es detectado el evento. Teniendo un tiempo de respuesta promedio de 1.2 segundos.

Tabla 4.7 Tiempo de detección relacionado con cada evento.

No. del registro	1°	2°	3°	4°	5°	6°	7°	8°	9°	10°
EEG1	0.7	0.7	2.4	0.4	NP	NP	NP	NP	NP	NP
EEG2	1	0.1	NP	NP	NP	NP	NP	NP	NP	NP
EEG3	0.9	NP	NP	NP	NP	NP	NP	NP	NP	NP
EEG4	1.5	1.7	2.5	ND	2.5	ND	0.7	NP	NP	NP
EEG5	2	0.9	2.7	NP	NP	NP	NP	NP	NP	NP
EEG6	2.6	ND	NP	NP	NP	NP	NP	NP	NP	NP
EEG7	0.7	0.7	1	0.9	0.5	1.2	0.6	0.8	1.4	0.4
EEG8	0.5	4.5	NP	NP	NP	NP	NP	NP	NP	NP
EEG9	1.4	1.6	1.4	0.5	1.4	1.9	NP	NP	NP	NP

Se utilizará el registro EEG2 para hacer un ejemplo visual, tal como como se observa en la figura 4.2, de cómo funciona el algoritmo y las señales EEG y éstas puedan ser comparadas. Cuando los umbrales R, S, T y U son superados se designa el valor de 1 para destacar la detección y el 0 es utilizado para informar que no se detecta un evento epiléptico. En el

ejemplo mostrado en la Figura 4.2a, se puede apreciar que en el segundo 1 y en el segundo 557 se tiene una detección, indicado por el valor de 1. En las Figuras 4.2b y 4.2c se observa una de las señales del registro EEG2, en los segundos donde se tiene un evento epiléptico de ausencia, comenzando en el segundo 1 y el 557, respectivamente.

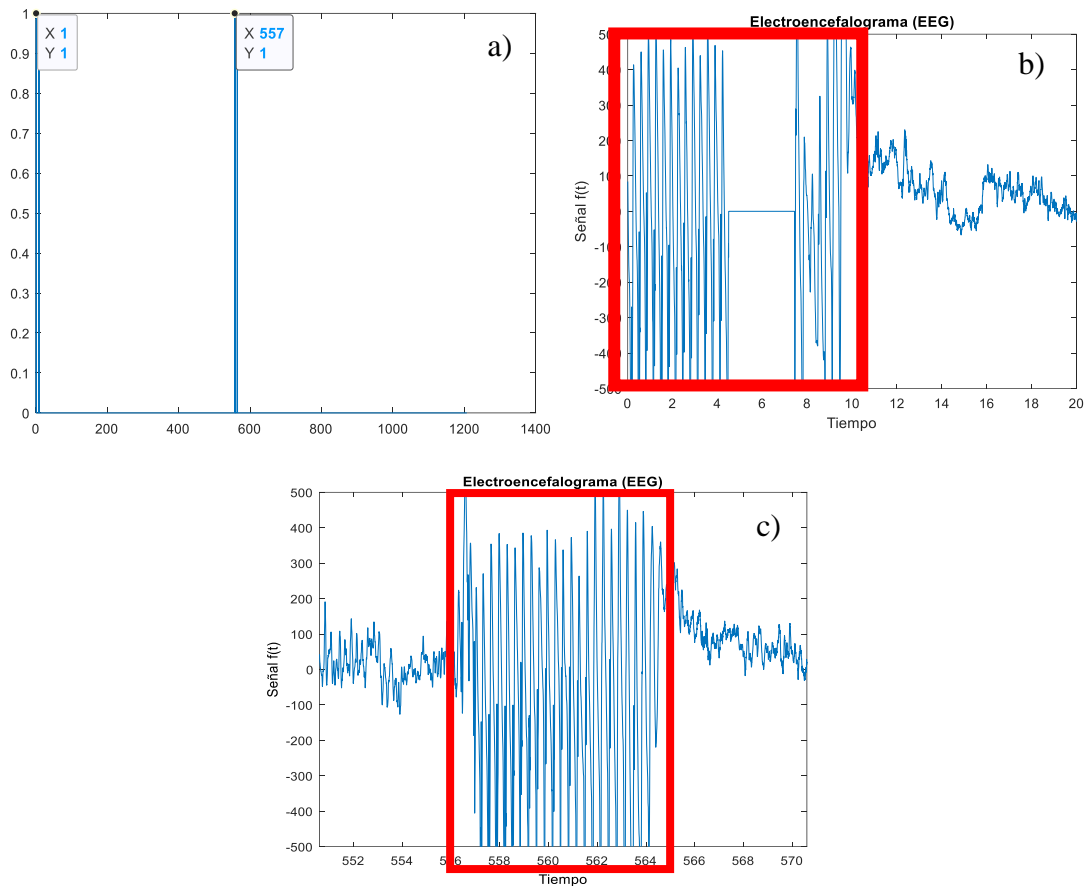


Figura 4. 2.Detección del algoritmo (a) comparado con el EEG en el primer evento epilépticos de ausencia (b) y con el segundo (c) del registro EEG2, donde el valor uno es un evento detectado y cero es una señal considerada normal.

Es importante destacar el rendimiento del algoritmo de detección ya que ya sea con los registros EEG o con los EEG sintéticos logra tener un gran desempeño y certero. A continuación, se presentará la interfaz gráfica.

4.2 Interfaz gráfica para detección de eventos epilépticos de ausencia

La interfaz gráfica de usuario, conocida también como GUI (Graphical user interface), es un programa informático que actúa de interfaz de usuario, utilizando un

conjunto de imágenes y objetos gráficos para representar la información y acciones disponibles en la interfaz.

En la vida cotidiana se interactúa constantemente con interfaces gráficas; no solo al usar computadoras sino también en objetos de uso diario como el celular, el cajero automático, etc. La interfaz gráfica tiene un papel vital para la comprensión del proceso que se esté realizando.

La figura 4.3 muestra la interfaz gráfica desarrollada para la monitorización de señales electroencefalográficas que activen una alarma cuando se presente un evento epileptico. Es sencilla e intuitiva al utilizar contando con solo cuatro acciones para poder interactuar.

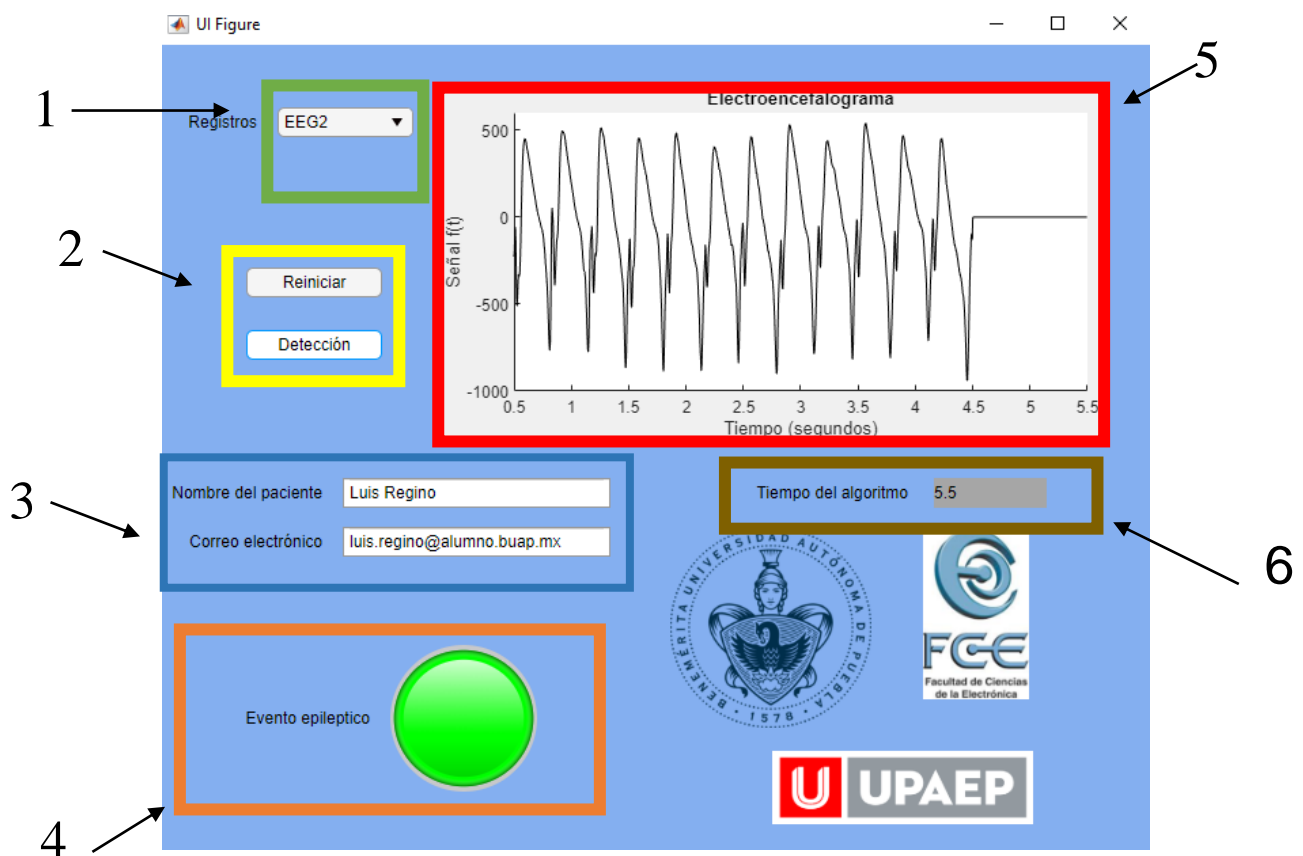


Figura 4. 3 Interfaz gráfica para detección de eventos epilepticos

En 1 se muestra un panel de selección con diez registros EEG el cual incluye un EEG sintético para su reproducción. En el número 2 se tiene dos botones: *Detección*: el cual al tener una selección sobre el registro a analizar dará inicio al algoritmo de detección y a la visualización del canal O1 sobre el eje encerrado en el recuadro rojo (número 5). *Reiniciar* nos permite reiniciar el proceso, aunque ya se haya elegido el registro a visualizar. Cuando la interfaz se

encuentra en marcha se realizará la impresión del canal y dará marcha el algoritmo, el cual nos permite tener una validez visual al mostrar el electroencefalograma. Esta interfaz gráfica cuenta con un sistema de correo electrónico (número 3), el cual permite elegir una dirección para el envío de correo electrónico que notifique el evento epiléptico junto con el nombre del paciente para personalizar el correo enviado en caso de ser necesario. Una vez que el algoritmo detecte señales epilépticas de ausencia se cambia el color del foco encerrado en el número 4, pasando de rojo (no hay evento) a verde (si hay evento). Por último, en el recuadro café se tiene un contador, el cual nos indica el tiempo en el cual se encuentra el análisis del algoritmo. Como se puede observar en la imagen esta coincide con lo impreso en la gráfica.

Para un correcto uso de la interfaz gráfica se recomienda seguir los siguientes pasos:

1. Introducir el correo al cual le gustaría recibir estas notificaciones junto con el nombre del paciente.
2. Elegir el registro a visualizar y analizar.
3. Presionar el botón de detección, en caso que se requiera interrumpir el proceso para visualizar otro registro oprima el botón de reiniciar e iniciar con el paso 1.

El proceso de análisis para la detección de eventos epilépticos de ausencia se da de manera automática. Este algoritmo puede ser verificado con su contraparte visual.

4.3 Alarma en la detección de eventos epilépticos

El paquete de soporte de MATLAB para arduino permite escribir programas de MATLAB que leen y escriben datos en los dispositivos arduino. Al ser MATLAB un lenguaje interpretado en alto nivel, la programación resulta más fácil que con C/C++ u otros lenguajes de compilación, así que se pueden observar las instrucciones de entrada salida inmediatamente, sin la necesidad de compilar.

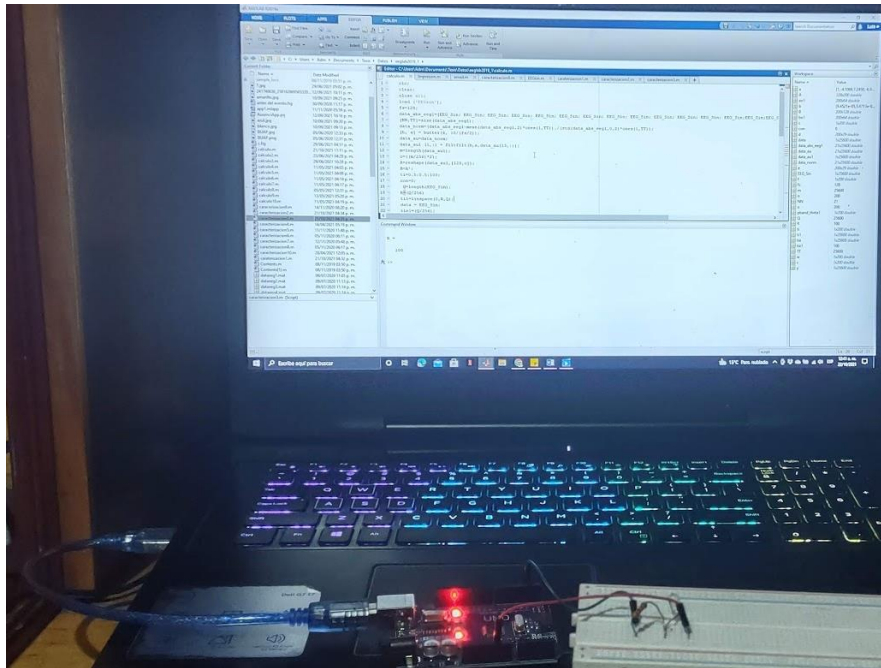


Figura 4. 4 Un dispositivo arduino se conecta a un dispositivo que ejecuta

La implementación de la alarma se llevó a cabo con arduino el cual está en comunicación con MATLAB. Fue necesario descargar el paquete de soporte de MATLAB y la configuración de la placa de desarrollo Arduino para asegurar la conexión entre ellos especificando el puerto en el que será conectado. En este caso particular se utilizó un Arduino UNO. Cuando el algoritmo de detección de eventos epilépticos de ausencia se active, el arduino encenderá un led para así llevar a cabo la alarma no solo en manera visual en la interfaz. La sincronización de estas alarmas se llevó a cabo con un comando de escritura en el puerto digital enviando un 1 (el cual representa 5 Volts), el cual está en conjunto con la instrucción para el cambio de color del led en la interfaz y el envío del correo electrónico (se explicará a continuación). En la figura 4.5 se presenta la conexión para emitir la salida. La salida del led podría ser sustituida por otro diseño que se necesite o se solicite, en el presente trabajo simplemente se quiso demostrar que la comunicación arduino-Matlab es posible con buena respuesta.

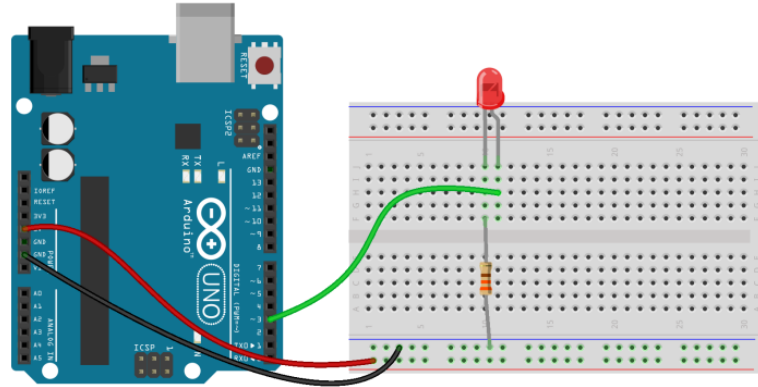


Figura 4. 5 Conexión de arduino para la alarma.

De forma conjunta con las alarmas ya mencionadas se incluirá el envío de correo electrónico, para esto es necesario tener un correo personal y dar acceso total de la cuenta. Introducir el asunto del mensaje a enviar y el cuerpo del mensaje. Como ya se explicó con anterioridad este puede ser personalizado con el nombre del paciente por la interfaz. Es necesario establecer la dirección del servidor SMTP saliente, la cual puede ser cualquier servidor de correo electrónico que admita el protocolo de oficina de correo (POP) o el protocolo de acceso a mensajes de internet (IMAP), en este trabajo se eligió gmail, ya que se puede acceder al servidor de manera gratuita. Posteriormente se designa la dirección de correo electrónico a la que se desea enviar la alerta. Por último, con la función sendmail la cual se encuentra en conjunto con el led de la interfaz y del arduino se envía el correo electrónico. En la figura 4.6 se muestra un ejemplo de la alerta enviada por correo electrónico.



Figura 4. 6 Alerta enviada por correo electrónico.

CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS

La epilepsia es una enfermedad cerebral no transmisible que afecta alrededor de 50 millones de personas en todo el mundo. Entre los múltiples tipos de epilepsia se encuentra la epilepsia de ausencia, en la cual los pacientes pierden la consciencia por unos segundos pudiendo así lastimarse de alguna manera. Es por ello la importancia del desarrollo de sistemas de prevención, es decir, sistemas que puedan emitir una alarma cuando existan crisis para que familiares y/o médicos puedan asistir prontamente al paciente y de esa manera evitar un accidente.

Dado que la epilepsia de ausencia es generalizada, se presenta en todos los electrodos medidos. Por esta razón, es posible llevar a cabo la caracterización en cualquiera de ellos. Sin embargo, se analizaron las señales de todos los canales (electrodos) y se observó que el canal O1 (occipital izquierdo) tenía una potencia espectral más significativa que el resto de los electrodos, y por ende fue usado para la caracterización y posteriormente el algoritmo de detección de eventos epilépticos de ausencia. En este trabajo la caracterización de señales en tiempo se llevó a cabo calculando medidas como la varianza y curtosis; mientras que la caracterización en frecuencia se hizo calculando la potencia de banda y la entropía espectral. Lo anterior permitió diferenciar señales normales de señales epilépticas de ausencia.

Al tener los diferenciadores de las señales epilépticas fue importante establecer un tiempo determinado en el que serían calculadas estas características. En este caso particular se hicieron cálculos cada segundo, cada 0.5 segundos y cada 0.25 segundos, obteniendo un mejor desempeño del algoritmo con 0.5 segundos, ya que su tasa de verdaderos positivos es del 91.89% y la tasa de falsos positivos del 0%.

Las cuatro características extraídas (varianza, curtosis, potencia de banda y entropía espectral) sirvieron para hacer el algoritmo de detección de eventos epilépticos de ausencia, a través de umbrales. Para probar dicho algoritmo se generó una señal elíptica de ausencia con una duración de 5 segundos con la ayuda de Origin y MATLAB. La señal obtenida con los parámetros de Origin se generó en Matlab y se concatenó con 95 segundos de señales consideradas normales (obtenidas de señales EEG reales) para así generar un EEG semi-sintético de 100 segundos de duración. El algoritmo de detección propuesto fue probado y aplicado en las señales generadas y su desempeño fue de 100% en su tasa de verdaderos positivos y del 0% en falsos negativos en base a 9 pruebas.

Posteriormente el algoritmo propuesto fue usado en señales EEG reales de 9 pacientes con epilepsia de ausencia, teniendo un total de 37 eventos epilépticos, de los cuales fue posible detectar 34 y no se tuvieron falsas detecciones.

Como trabajo a futuro, se pretende robustecer el algoritmo de clasificación mediante diferentes clasificadores. Asimismo, se espera llevar a cabo el análisis de señales EEG en tiempo real, haciendo los cambios pertinentes para que las crisis de ausencia sean detectadas en cada paciente y emitiendo la alerta a familiares y/o médicos y que puedan asistirlo lo más rápido posible. Consolidar el software con múltiples algoritmos de detección de eventos epilépticos, para de esta forma poder englobar las epilepsias focales y entregar una interfaz gráfica robusta.

REFERENCIAS

- [1] S. Sanei, J.A. Chambers. "EEG Signal Processing". John Wiley & Sons, England, 2007.
- [2] M. J. Mas, Neuronas de crecimiento - epilepsia: crisis de ausencia.
Disponible en: <https://neuropediatra.org/2015/12/02/epilepsia-crisis-de-ausencia/>
- [3] Las epilepsias y las crisis: Esperanza en la investigación, National Institute of Neurological Disorders and Stroke. Disponible en: https://espanol.ninds.nih.gov/trastornos/crisis_epilepticas.htm
- [4] J.M. Mercadé Cerdá, J. S. Rieger, J. A. Mauri Llerda, F. J. López González, X. Salas Puig, "Guías diagnósticas y terapéuticas de la Sociedad Española de Neurología". Ediciones Luzán, España.
- [5] Compumedics Neuroscan. Disponible en: <https://compumedicsneuroscan.com/products/by-name/curry/>
- [6] N. Ahammad, T. Fathima, and P. Joseph, "Detection of Epileptic Seizure Event and Onset Using EEG," BioMed Research International, vol. 2014, 2014.
- [7] A. Shoeb, H. Edwards, J. Connolly, B. Bourgeois, ST. Treves, J. Guttag, "Patient-specific seizure onset detection," Epilepsy Behav, vol. 5, no. 4, pp. 483-98, 2004.
- [8] A. Santillán Guzmán, G. G. Rosas Guevara, G. del Mar Sánchez Méndez, E. Vázquez Cepeda, A. S. Ruiz Salazar, A. Y. Ocampo Alonso, "Detección de Eventos Epilépticos de Ausencia usando Cálculos Estadísticos", Memoria en Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica 2017, Monterrey, N. L. México, nov. 2017.
- [9] MIT News. Disponible en: <http://news.mit.edu/2016/empatica-wristband-detects-alerts-seizures-monitors-stress-0309>
- [10] Carlos Eduardo Navarro Restrepo, "Neurocirugía para médicos generales", Primera edición, 2006 p. 164.
- [11] Antonio Iglesias Gamarra, "Historia del lupus", Primera edición, 2003, p. 451.
- [12] Morales Cristóbal, "Algoritmo de detección de eventos epilépticos basados en medidas de energía y entropía enfocado en pacientes críticos", Universidad de Chile, 2017
- [13] R. Plonsey y R. C. Barr, "Bioelectricity: a quantitative approach", New York: Springer, 2007

- [14] J. R. Reitz, F. J. Milford y R. W. Christy, “Fundamentos de la teoría electromagnética”, Mexico: Addison-Weasley, 1999.
- [15] M. M. Morín, J. J. Oliveros y J. J. Conde, “Simplificación del problema inverso electroencefalográfico a una sola región homogénea con condición de Neumann nula”, *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, pp. 41-51, 2013.
- [16] R. Grave-de Peralta, S. Gonzales Andino, C.M. Gomez González, “Bases biofísicas de la localización de los generadores cerebrales del electroencefalograma. Aplicación de un modelo de tipo distribuido a la localización de focos epilépticos” *Rev Neurol*, 2004 p. 748-756.
- [17] Gabriel Alvarez, Juan Aguilar, Marcelo Caceres, Renato Salinas, “Reconocimiento de electroencefalogramas epilépticos utilizando redes neuronales artificiales y análisis FFT”, Santiago de Chile, 2001
- [18] A. C. Guyton, “Tratado de fisiología medica”, Mexico: Elsevier, 2014.
- [19] Almira José María, Aguilar Domingo Moisés, “Nueromatemáticas, el lenguaje eléctrico del cerebro”. Catarata, ISBN:978-84.9097-219-9, 2016.
- [20] Luis E. Murillo, “Análisis visual del electroencefalograma”, *Guía Neurológica*. 2010.
- [21] 3. Barea Navarro, “Electroencefalografía. Instrumentación Biomédica.” Madrid, España. Universidad de Alcalá, R. 2009, pp. 2-24
- [22] E.R. Kandel, J. H. Schwartz, T. M. Jessell “Principles of Neural Science”, 2000, pp. 897, 937, 947
- [23] Datos de Organización Mundial de la Salud 20 de junio 2019. <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/epilepsy>
- [24] DeCarlo, L. T. “On the Meaning and Use of Kurtosis”. *Psychological Methods* 2, (1997), pp. 292-307.
- [25] R. Boroschek K., F. H. (2010). Corrección de sobreestimación del amortiguamiento en el método de ancho de bando del espectro de potencia. Congreso chileno de sismología .
- [26] Jörgen Bruh, Lutz E Lehmann, Heiko Röpcke, Thomas W. Bouillon, Andreas Hoeft. “Shannon Entropy Applied to the Measurement of the Electroencephalographic Effects of Desflurane”, *Anesthesiology* July 2001, Vol. 95, pp. 30–35.
- [27] Sharma, V., and A. Parey. "A Review of Gear Fault Diagnosis Using Various Condition Indicators." *Procedia Engineering*. Vol. 144, 2016, pp. 253–263.

[28] Pan, Y. N., J. Chen, and X. L. Li. "Spectral Entropy: A Complementary Index for Rolling Element Bearing Performance Degradation Assessment." *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science*. Vol. 223, Issue 5, 2009, pp. 1223–1231

[29] J. Sarvas, "Basic mathematical and electromagnetic concepts of the biomagnetic inverse problem", *Phys. Med. Biol.*, vol. 32, n° 1, pg. 11-22, 1987.

[30] M. M. Morín Castillo, J. J. Oliveros, J. Conde y H. Juárez, "Stable identification of sources located on separation interfaces of two different homogeneous media", *Advances in Differential Equations and Control Processes*.

[31] Kirsch A., 1996. *An introduction to the mathematical theory of inverse problems*. Springer Verlag.

[32] M. M. Morín Castillo, J. J. Oliveros, A. Fragueta Collar y F. A. Aquino Camacho, "Analysis of the Inverse Electroencephalographic Problem for Volumetric Dipolar Sources Using a Simplification", *Revista Mexicana de ingeniería biomédica*, vol. 35, n° 2, 2014.

[33] Oliveros, J.; Cortes, M.; Morín, M.; Fragueta, A.; Aquino, F. "Cálculo exacto de densidades en potenciales de superficie para resolver el problema de Cauchy y validación numérica", *Memorias de la Décimo Segunda Conferencia Iberoamericana de Sistemas, Cibernética e Informática: CИСCI 2013, Sección: Aplicaciones de Informática y Cibernética en Ciencia e Ingeniería*. Vol. 1, pp. 20-25.

[34] Morín M., 2005. "Análisis del problema inverso de identificación de fuentes a través de planteamientos operacionales". Tesis de doctorado en Matemáticas, Posgrado en Matemáticas de la Facultad de Ciencias Físico Matemáticas de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla.

[35] Merino Milagros, Martínez Antonio. "Electroencefalografía convencional en pediatría: técnica e interpretación". *Puesta al día en las técnicas*, Madrid ,2007.

Apéndice

A. Fuente ubicada en el volumen de la corteza cerebral

De manera similar se puede hacer este desarrollo para ubicar la fuente.

Se considerará el siguiente problema de contorno cuando la fuente este ubicada en el volumen de la corteza cerebral:

$$\Delta u_1 = f \quad \text{en } \Omega_1 \quad (\text{A.1})$$

$$\Delta u_2 = 0 \quad \text{en } \Omega_2 \quad (\text{A.2})$$

$$u_1 = u_2 \quad \text{en } S_1 \quad (\text{A.3})$$

$$\sigma_1 \frac{\partial u_1}{\partial n_1} = \sigma_2 \frac{\partial u_2}{\partial n_1} \quad \text{en } \Omega_1 \quad (\text{A.4})$$

$$\frac{\partial u_2}{\partial n_2} = 0 \quad \text{en } S_2 \quad (\text{A.5})$$

Donde:

$\Omega = \overline{\Omega_1} \cup \Omega_2$ representa a la cabeza

Ω_1 es el volumen de la corteza cerebral

Ω_2 el resto de las capas que forman la cabeza (liquido intracraneal, cráneo, cuero cabelludo)

σ_1 y σ_2 son las conductividades de Ω_1 y Ω_2 las cuales se suponen constantes

f es la fuente que se produce a partir de una crisis epiléptica

$$u_i = u|_{\Omega_i}, i = 1, 2$$

u representa el potencial eléctrico en Ω

Δ representa el operador laplaciano

Las condiciones serán llamadas de transmisión (A.3)-(A.4) y considerando que la conductividad de Ω^c es cero (la conductividad del aire) obtenemos la condición de la frontera (A.5).

S_1 es la superficie de la corteza cerebral

S_2 es el cuero cabelludo

Es importante considerar que para el análisis de existencia y unicidad de la solución de las ecuaciones (A.1-A.5) se debe cumplir la siguiente expresión:

$$\int_{\Omega_1} f(x)dx = 0 \quad (\text{A.6})$$

Por las fórmulas de Green a (A.6) se le conoce como la condición de compatibilidad. Es conocido en la literatura el Problema de Contorno Volumétrico (PCV) dado por las ecuaciones (A.1-A.5), en caso de querer conocer más sobre el problema se deja las siguientes referencias [32], [33] y [34].

Si la fuente se encuentra en el volumen de la corteza cerebral, esta será representada de la siguiente manera:

$$f(x) = \frac{1}{\sigma_1} \text{div} \left(\vec{p} \frac{e^{-\frac{|x-a|^2}{2\beta^2}}}{\int_{\Omega_1} e^{-\frac{|x-a|^2}{2\beta^2}}} \right) \quad (\text{A.9})$$

Donde:

$$x = (x_1, x_2) = (R_0 \cos \theta, R_0 \sin \theta)$$

$$a = (a_1, a_2) = (R_0 \cos \theta_0, R_0 \sin \theta_0) \text{ como el centro de la campana}$$

$$R_0 < R_1$$

β indica el ancho de la campana



EL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

a través de la Unidad Profesional Interdisciplinaria de Ingeniería y Ciencias Sociales y Administrativas, la Sección de Estudios de Posgrado e Investigación y el Comité Organizador

otorgan la presente

CONSTANCIA

a

Luis Filiberto Regino Medina, María Monserrat Morín Castillo y Alina Santillán Guzmán

por la impartición de la Ponencia Técnica

Caracterización en tiempo y frecuencia de señales EEG de pacientes con epilepsia de ausencia

en el 4to Congreso Nacional de Investigación Interdisciplinaria, llevado a cabo el 28, 29 y 30 de octubre de 2020.

"La Técnica al Servicio de la Patria"

DRA. MAYRA ANTONIO CRUZ
COORDINADORA GENERAL



UPIIGSA
SECCIÓN DE ESTUDIOS
DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN
DEPTO. DE INVESTIGACIÓN

DRA. CLAUDIA ALEJANDRA HERNÁNDEZ
COMITÉ TÉCNICO

Caracterización en tiempo y frecuencia de señales EEG de pacientes con epilepsia de ausencia

Luis Filiberto Regino Medina

FCE

BUAP

Puebla, México

luis.reginomedina@viep.com.mx

María Monserrat Morín Castillo

FCE

BUAP

Puebla, México

maria.morin@correo.buap.mx

Alina Santillán Guzmán

Facultad de Electrónica

UPAEP

Puebla, México

alina.santillan@upaep.mx

Abstract— In this article, a characterization in time and frequency domains of electroencephalographic signals from patients with absence epilepsy is presented. For the time-analysis the variance and kurtosis are used. In the frequency-domain the power spectra and the band-power are computed. In order to perform the characterization, 5 seconds prior the epileptic event, during the epileptic event, and with segments of signals considered as normal are analyzed. All of this with the main objective to find differences between the computed features and then determine patterns, which will be used to detect the onset of an epileptic event. To achieve that, eight data of (authorized) patients are used.

Index Terms—Absence, Band Power, Epilepsy, Kurtosis, Variance

I. INTRODUCCIÓN

La electroencefalografía (EEG) es una técnica electrofisiológica para obtener la actividad eléctrica que surge del cerebro humano. Los electrodos colocados en diferentes regiones del encéfalo obtienen estas perturbaciones eléctricas, las cuales son amplificadas con un filtro analógico y son convertidas en un formato digital para un proceso posterior que puede ayudar para el análisis de señales y determinar si existe anomalías en ciertas regiones cerebrales (Sanei, 2007), (Teplan, 2002).

Al efectuar un registro de actividad EEG, podemos identificar una serie de ondas llamadas ritmos cerebrales. Estas presentan dos características que las definen: Frecuencia, que es la periodicidad con la que se repite una

Resumen—Este artículo muestra una caracterización en tiempo y frecuencia de señales electroencefalográficas de pacientes con epilepsia de ausencia. Para el análisis en el tiempo se utilizaron dos técnicas estadísticas como lo son la varianza y la curtosis. En frecuencia se obtiene el espectro y la banda de potencia de las señales. Para la caracterización se utilizaron 5 segundos antes de un evento epiléptico, durante el evento epiléptico y en señales que se consideraron normales. Todo ello con la finalidad de encontrar alguna diferencia entre las características y con ello poder determinar patrones para, en un futuro, poder detectar el inicio de un evento epiléptico. Para ello se utilizaron los registros de ocho pacientes (autorizados) con epilepsia de ausencia.

[Palabras claves—Ausencia, Banda de potencia, Curtosis, Epilepsia, Varianza]

onda. Su unidad de medida es en hercio (Hz); y la amplitud, que es la magnitud en el cambio de voltaje (μV) entre el punto más alto y más bajo de la onda (Guyton, 2014).

Normalmente se pueden distinguir cuatro ritmos de ondulaciones características de la actividad cerebral normal: Las ondas alfa que representan el estado de reposo, cuando el paciente está descansando, inmóvil y con los ojos cerrados. Su ritmo varía entre los 8-12 Hz. Las ondas beta se manifiestan en una persona concentrada tratando de resolver algún problema. Su rango de frecuencia va de los 13 a los 30 Hz. Las ondas teta, que van de los 4 a los 7 Hz, se presentan en niños y adolescentes y son signo de inmadurez cerebral siempre y



COMITÉ DE
INNOVACIÓN



La Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica A.C a través de su **COMITÉ DE INNOVACIÓN** otorga el presente reconocimiento a:

Luis Filiberto Regino Medina

Por haber participado en el taller “ **B-Hack** ” en el marco del **43° Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica** realizado del 15 al 17 de octubre del 2020.

Ing. Herbert Bravo
PRESIDENTE DE LA SOMIB

Ing. Ricardo Gómez
PRESIDENTE COMITÉ INNOVACIÓN



BUAP

Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
Facultad de Ciencias Físico Matemáticas
Seventh International Conference on Mathematics and
its Applications (7CIMA)

This Certifies that

Luis Filiberto Regino Medina

Has participated as speaker of the talk

Análisis de señales EEG:

Caso epilepsia de ausencia

at the 7CIMA, held on August 31 to September 4, 2020 in a virtual way at the Faculty of Physical Mathematical Sciences of BUAP.

"Pensar bien para vivir mejor"
September 4, 2020. Puebla, Mexico

Dra. Martha Alicia Palomino Ovando
Head of the Faculty of Physical Mathematical
Science



Dr. Fernando Macías Romero
Chairman of 7CIMA



El Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica,
 la Universidad Nacional Autónoma de México, a través del
 Instituto de Ciencias Aplicadas y Tecnología y la Facultad de Medicina,
 la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla,
 la Universidad Iberoamericana Puebla y
 la Universidad Popular Autónoma del Estado de Puebla

otorgan la presente

CONSTANCIA

a:

Luis Filiberto Regino Medina, María Monserrat Morín Castillo, Alina Santillán Guzmán,
 José Jacobo Oliveros Oliveros, José Eligio Moises Gutiérrez Arias, Carlos Leopoldo Pando Lambruschini
 por su valiosa participación en el XI Congreso Nacional y I Internacional de Tecnología
 Aplicada a Ciencias de la Salud, con la presentación del cartel intitulado
 "Algoritmo de detección de eventos epileptícos de ausencia"

Ciudad de México, 10, 11 y 12 de junio de 2021

Dra. Mariana Campos Castolo
 Presidente del Comité Organizador Local
 FACMED-UNAM

Dr. Eduardo Tejeda Rodríguez
 Presidente del Comité Organizador Nacional
 INAOE





El Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica,
 la Universidad Nacional Autónoma de México, a través del
 Instituto de Ciencias Aplicadas y Tecnología y la Facultad de Medicina,
 la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla,
 la Universidad Iberoamericana Puebla y
 la Universidad Popular Autónoma del Estado de Puebla

otorgan el presente

RECONOCIMIENTO

al Cartel:
 ALGORITMO DE DETECCIÓN DE EVENTOS EPILEPTICOS DE AUSENCIA

Presentado por:

Luis Filiberto Regino Medina, María Monserrat Morín Castillo, Aina Santillán Guzmán,
 José Jacobo Oliveros Oliveros, José Eligio Moises Gutiérrez Arias, Carlos Leopoldo Pando Lambruschini

por haber obtenido el TERCER LUGAR a nivel Posgrado en el
 XI Congreso Nacional y I Internacional de Tecnología Aplicada a Ciencias de la Salud.
 Ciudad de México, 10, 11 y 12 de junio de 2021

Dra. Marujina Campos Castolo
 Presidente del Comité Organizador Local
 FACMED-UNAM

Dr. Eduardo Teófilo Rodríguez
 Presidente del Comité Organizador Nacional
 INAOE



Algoritmo de detección de eventos epilépticos de ausencia

Luis F. Regino Medina ^a, María M. Morín Castillo ^a, Alina Santillán Guzmán ^b, Carlos L. Pando Lambruschini ^a, J. Jacobo Oliveros Oliveros ^a, José E. M. Gutiérrez Arias ^a

^a Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Pue. Puebla, luis.regino@alumno.buap.mx,
maria.morin@correo.buap.mx,
carlos@ifuap.buap.mx, jose.oliveros@correo.buap.mx, jose.gutierrez@correo.buap.mx;

^b Universidad Popular Autónoma del Estado de Puebla, alina.santillan@upaep.mx

RESUMEN

En este artículo se muestra un algoritmo de detección de eventos epilépticos de ausencia en señales electroencefalográficas (EEG). Para el desarrollo de éste, se clasificaron por un lado las señales EEG consideradas normales y por otras señales epilépticas de ausencia. Técnicas estadísticas como la varianza y la curtosis, además de la densidad espectral de potencia, la banda de potencia y la entropía espectral de las señales fueron usadas para la extracción de características. Analizándolas en su conjunto, se escogieron ciertos umbrales para clasificar a las señales y detectar así los eventos epilépticos, evitando falsos positivos.

Palabras clave: Ausencia, Epilepsia, Algoritmo de detección

ABSTRACT

This article presents an algorithm for detecting absence epileptic events in electroencephalographic (EEG) signals. In order to achieve this, a characterization was carried out to differentiate between normal and epileptic signals. Statistical techniques, such as variance and kurtosis, in addition to the power spectral density, the power band and the spectral entropy of the signals were used in the feature extraction step. By analyzing the extracted features, certain thresholds were chosen to classify the signals and detect the epileptic events and avoid false positives.

Keywords: Absence, Epilepsy, detection Algorithm

I. INTRODUCCIÓN

La electroencefalografía (EEG) se usa comúnmente para analizar las señales cerebrales y determinar si la persona en estudio padece algún trastorno o enfermedad, tal como la Epilepsia [1]. La Epilepsia puede entenderse como un trastorno cerebral que trae consigo una serie de ataques o crisis debidos a una falla en las funciones normales de un conglomerado de neuronas, las cuales emiten muchas señales al mismo tiempo y más rápido de lo normal [2, 3]. En general, se pueden distinguir cuatro ritmos cerebrales normales característicos: ondas alfa que representan el estado de reposo con ojos cerrados. Su frecuencia varía entre 8-12 Hz. La onda beta aparece para alguien que está enfocado en resolver problemas. Su frecuencia varía de 13 Hz a 30 Hz. Las ondas teta de 4 a 7 Hz ocurren en niños y adolescentes, mientras se mantengan de manera constante suelen ser un signo de inmadurez cerebral [4].