

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ingeniería



**Automatización del Proceso de Anotación de Señales EEG de
Pacientes con Epilepsia por Medio de Técnicas de
Aprendizaje Automático**

Trabajo de graduación presentado por David Alejandro Vela Aguilera
para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Mecatrónica

Guatemala,

2021

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ingeniería



**Automatización del Proceso de Anotación de Señales EEG de
Pacientes con Epilepsia por Medio de Técnicas de
Aprendizaje Automático**

Trabajo de graduación presentado por David Alejandro Vela Aguilera
para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Mecatrónica

Guatemala,

2021

Vo.Bo.:

(f) _____
Ing. Estuardo Mancio

Tribunal Examinador:

(f) _____
Ing. Estuardo Mancio

(f) _____
MSc. Carlos Esquit

(f) _____
Ing. Luis Pedro Montenegro

Fecha de aprobación: Guatemala, 5 de diciembre de 2018.

Prefacio	V
Lista de figuras	IX
Lista de cuadros	XI
Resumen	XIII
Abstract	XV
1. Introducción	1
2. Antecedentes	3
3. Justificación	5
4. Objetivos	7
4.1. Objetivo general	7
4.2. Objetivos específicos	7
5. Resultados	9
6. Alcance	17
7. Marco teórico	19
8. Derivación de la dinámica del mecanismo	27
8.1. Dinámica de cuerpos rígidos	27
8.2. Restricciones	27
8.2.1. Mecanismos de lazo cerrado	27
9. Control del sistema mecánico	29
9.1. La ecuación del manipulador	29
10. Conclusiones	31

11.Recomendaciones	33
12.Bibliografía	35
13.Anexos	37
13.1. Planos de construcción	37
14.Glosario	39

Lista de figuras

1.	Captura de pantalla de la conexión con la DB	10
2.	Captura de pantalla de la app para observar las señales	10
3.	Captura de pantalla de la app para extraer las características de la señal . . .	11
4.	Captura de pantalla del vector de características de análisis directo	11
5.	Captura de pantalla del vector de características de Wavelet	12
6.	Captura de pantalla del app para emplear un clasificador de Red Neuronal . .	12
7.	Captura de pantalla del contenido del archivo .mat generado por el clasificador de Red Neuronal	13
8.	Captura de pantalla del app para emplear un clasificador de Máquina de Vector de Soporte	13
9.	Captura de pantalla de la matriz de confusión generada a partir del clasifica- dor SVM	14
10.	Gráfica del segmento de señal EEG original	14
11.	Gráfica del segmento de señal EEG con ruido	15
12.	Gráfica del segmento de señal EEG con ruido	15
13.	Gráfica del segmento de señal EEG filtrada con un filtro pasa bajas Butterworth	16
14.	Posicionamiento de los electrodos en estándar 10/20 [12].	21
15.	Ejemplo de ritmos cerebrales presentes en un EEG [13].	22

Lista de cuadros

1.	Tabla de prueba	29
----	---------------------------	----

Lorem ipsum dolor sit amet, consectetur adipiscing elit. Cras vitae eleifend ipsum, ut mattis nunc. Pellentesque ac hendrerit lacus. Cras sollicitudin eget sem nec luctus. Vivamus aliquet lorem id elit venenatis pellentesque. Nam id orci iaculis, rutrum ipsum vel, porttitor magna. Etiam molestie vel elit sed suscipit. Proin dui risus, scelerisque porttitor cursus ac, tempor eget turpis. Aliquam ultricies congue ligula ac ornare. Duis id purus eu ex pharetra feugiat. Vivamus ac orci arcu. Nulla id diam quis erat rhoncus hendrerit. Class aptent taciti sociosqu ad litora torquent per conubia nostra, per inceptos himenaeos. Sed vulputate, metus vel efficitur fringilla, orci ex ultricies augue, sit amet rhoncus ex purus ut massa. Nam pharetra ipsum consequat est blandit, sed commodo nunc scelerisque. Maecenas ut suscipit libero. Sed vel euismod tellus.

Proin elit tellus, finibus et metus et, vestibulum ullamcorper est. Nulla viverra nisl id libero sodales, a porttitor est congue. Maecenas semper, felis ut rhoncus cursus, leo magna convallis ligula, at vehicula neque quam at ipsum. Integer commodo mattis eros sit amet tristique. Cras eu maximus arcu. Morbi condimentum dignissim enim non hendrerit. Sed molestie erat sit amet porttitor sagittis. Maecenas porttitor tincidunt erat, ac lacinia lacus sodales faucibus. Integer nec laoreet massa. Proin a arcu lorem. Donec at tincidunt arcu, et sodales neque. Morbi rhoncus, ligula porta lobortis faucibus, magna diam aliquet felis, nec ultrices metus turpis et libero. Integer efficitur erat dolor, quis iaculis metus dignissim eu.

Abstract

CAPÍTULO 1

Introducción

Se tiene conocimiento que, para finales del año 2020, habían 65 millones de personas al rededor del mundo con epilepsia, y, solamente en Estados Unidos, se estima que al año se diagnostican 150,000 casos nuevos [1]. A pesar de que esta es una de las condiciones médicas con mayor antigüedad dentro del conocimiento humano, es persistente el miedo hacia las personas que la padecen. Si un análisis clínico muestra que un paciente puede estar padeciendo de este trastorno, es competente someterlo a un electroencefalógrafo y revisar su actividad cerebral; el resultado de esto es un conjunto de señales conocidas como electroencefalografía.

En Guatemala, existe el centro de epilepsia y Parkinson conocido como HUMANA. Esta es una organización formada por profesionales en Neurociencias, los cuáles trabajan en beneficio de los pacientes que padecen problemas Neurológicos de difícil control; como lo puede ser la epilepsia [2]. Este centro tiene las herramientas para obtener señales electroencefalográficas de pacientes sanos y pacientes con episodios epilépticos, por lo que también hacer las anotaciones competentes dentro de estos registros. Las anotaciones de un EEG se realizan de forma manual, siendo un especialista entrenado el encargado de observar la señal y resaltar segmentos de interés dentro del mismo. El tiempo de esta operación depende del tiempo del registro, por lo que, para registros de duraciones largas (desde 24 horas hasta un par de días), esta tarea puede consumir mucho tiempo y atrasar el diagnóstico [3].

Uno de estos trabajos, y la base de este trabajo de graduación es el realizado por María Jesús Angulo Tijerino, de nombre *Análisis y Reconocimiento de Patrones de Señales Biomédicas de Pacientes con Epilepsia* [4]. Entre los resultados de mayor importancia para el presente trabajo se encuentra una primera iteración en el uso de aprendizaje automático no supervisado para detectar, dentro de los registros del instituto HUMANA, aquellos registros que presenten epilepsia. Adicional a esto, se encuentra el desarrollo de una app de Matlab, con la capacidad de conectarse a una base de datos para analizar señales EEG y realizar anotaciones que pueden ser consultadas en cualquier momento.

En los resultados del aprendizaje automático no supervisado, se tiene que fue empleada la técnica de agrupamiento (conocida como *clustering*). Para este *clustering*, se definieron 2

grupos como parámetro para separar las señales; el resultado no fue satisfactorio. A pesar de que el método tenía clasificadores con alta exactitud, varios registros sin presencia de epilepsia eran marcados como registros con presencia del desorden; esto indica que se debe de seleccionar otro vector de características para poder establecer los grupos deseados.

La aplicación de Matlab fue realizada en por María Angulo, en conjunto con Maria Fernanda Pineda Esmieu, y se presenta en su trabajo *Diseño e Implementación de una Base de Datos de Señales Biomédicas de Pacientes con Epilepsia* [5]. En esta app, es posible la conexión de Matlab con una base de datos; esto para poder leer y guardar datos de forma ordenada. La siguiente parte de la interfaz es la capacidad de esta de usar aprendizaje de máquina para generar un vector de características, visualización de un único canal de la señal electroencefalográfica, así como dos ventanas para la implementación de una máquina de vectores de soporte o de una red neuronal.

En el contexto nacional, 325,000 personas padecen de algún tipo de epilepsia. Además de tratarse de un problema médico, es un problema social, ya que esta condición genera un alto impacto emocional tanto para el paciente como para su familia [6]. Los métodos para la detección de epilepsia datan desde 1970, y generalmente se basan en clasificadores binarios (estado epiléptico o estado normal)[7].

Al hablar de un evento de interés dentro de un electroencefalograma, los avisos de tipo binario se quedan cortos. Hay muchas características que se pueden anotar; por ejemplo, su morfología (la onda es irregular, sinusoidal, regular, rítmica, etc.), así como su abundancia (el segmento de interés es continuo, abundante, ocasional, esporádico, etc.) [3]. En el contexto de la epilepsia, es de interés conocer la morfología y duración de las etapas preictales (antes del evento) e interictales (entre eventos epilépticos). Lo anterior se debe a que, si se tiene un registro clínico que indique que hay epilepsia presente, un evento interictal en el electroencefalograma ayuda a asegurar el diagnóstico de epilepsia en el paciente; mientras que, al poder reconocer y anotar los eventos preictales, es posible conocer cuánto tiempo se tiene antes de que se ocurra el episodio ictal.

Este trabajo pretende automatizar el proceso manual de los especialistas, marcando ventanas de interés con anotaciones, las cuáles, ellos pueden validar o descartar a su criterio. Esto les permitiría centrarse más en la interpretación de la señal y no en usar el tiempo buscando dentro del registro completo. Además, es un primer paso a una automatización para el monitoreo en tiempo real de un paciente con un electroencefalograma.

4.1. Objetivo general

Desarrollar y validar un proceso de reconocimiento y anotación de posibles episodios ictales en señales electroencefalográficas (EEG) de pacientes con epilepsia, por medio de técnicas de aprendizaje automático.

4.2. Objetivos específicos

- Adaptar la herramienta de software desarrollada en la fase previa para el reconocimiento de señales EEG con registros ictales de pacientes de HUMANA.
- Identificar automáticamente segmentos de interés dentro de las señales, de acuerdo a parámetros utilizados por el personal de HUMANA.
- Generar automáticamente archivos con anotaciones relevantes para los segmentos de interés identificados.
- Validar los segmentos de interés y las anotaciones con especialistas de HUMANA.

Los resultados obtenidos al finalizar el curso de Diseño e Innovación 1 son los siguientes:

Fase previa operativa

Para hacer que la fase previa funcionara por completo, se descargaron las carpetas con los archivos de Matlab de interés (archivos .m y .mlapp) y se instalaron los programas requeridos por parte de la base de datos, descritos en el repositorio de GitHub respectivo. Estos programas fueron:

- Servidor Apache
- PHP
- MySQL
- phpMyAdmin

En Matlab, se utilizó el *App Designer* para comprobar la funcionalidad de la primera versión de la *Epileptic EEG Analysis Toolbox*. Se estableció la conexión de la aplicación con la base de datos:

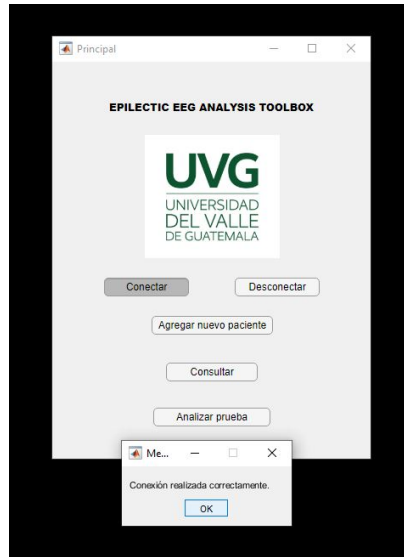


Figura 1: Captura de pantalla de la conexión con la DB

Se ingresó también a la pestaña de “Analizar prueba”, donde se ingresó una variable de datos .mat que se encontraba dentro de los documentos descargados del repositorio.

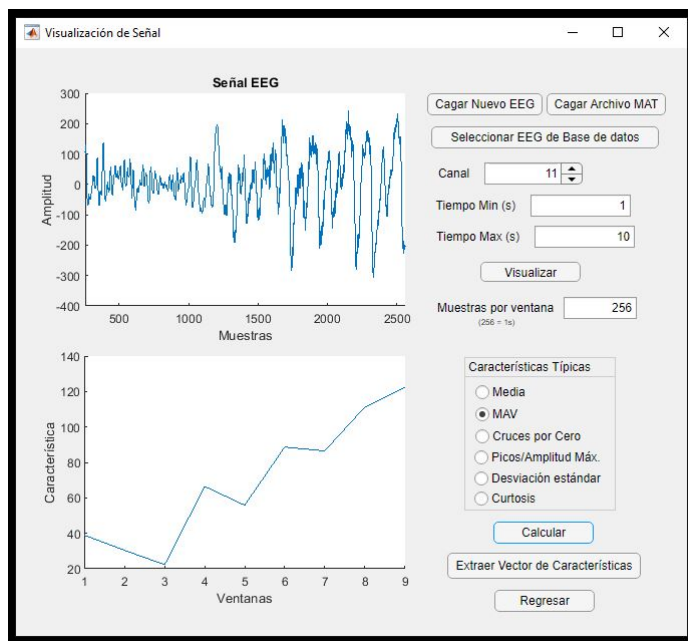


Figura 2: Captura de pantalla de la app para observar las señales

La siguiente app era la de extracción de características, por lo que dentro de esta app se generó el vector de características tanto de forma directa como las características de Wavelet.

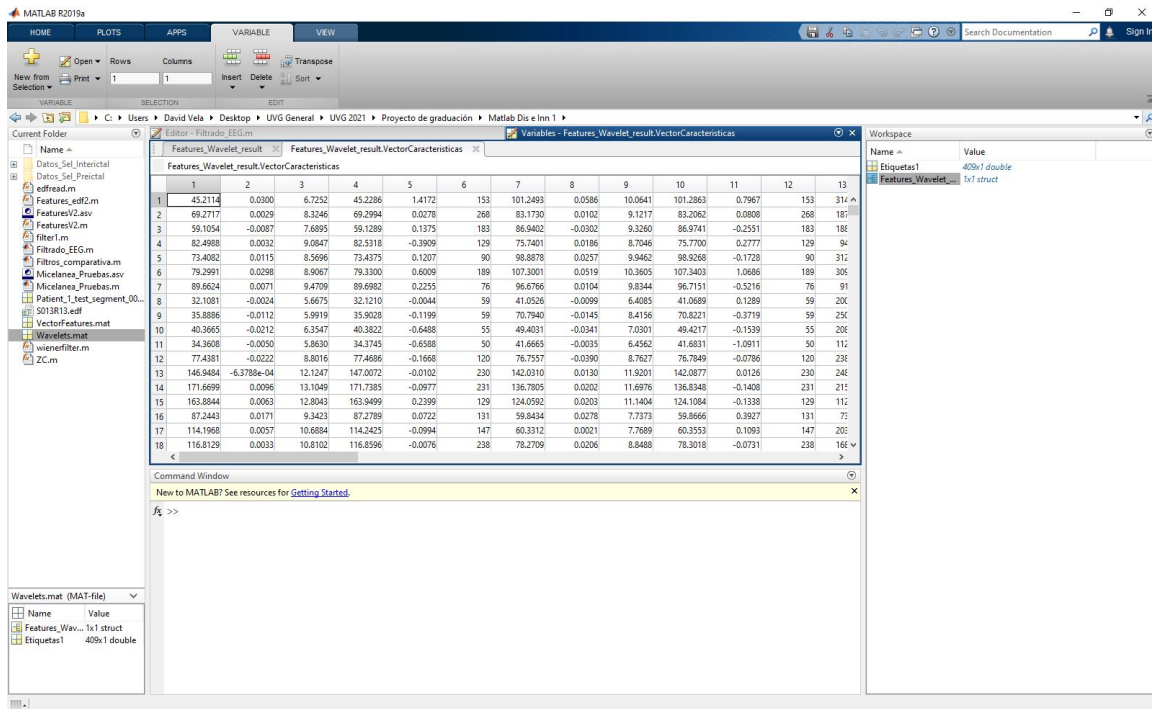


Figura 5: Captura de pantalla del vector de características de Wavelet

Luego de la extracción, se emplearon los dos clasificadores existentes: Red Neuronal y Máquina de Vectores de Soporte. Con la Red Neuronal se obtuvo un .mat con los resultados:

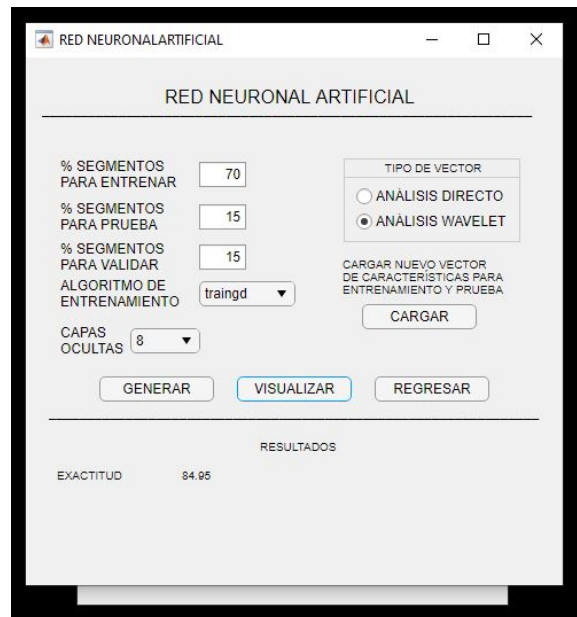


Figura 6: Captura de pantalla del app para emplear un clasificador de Red Neuronal

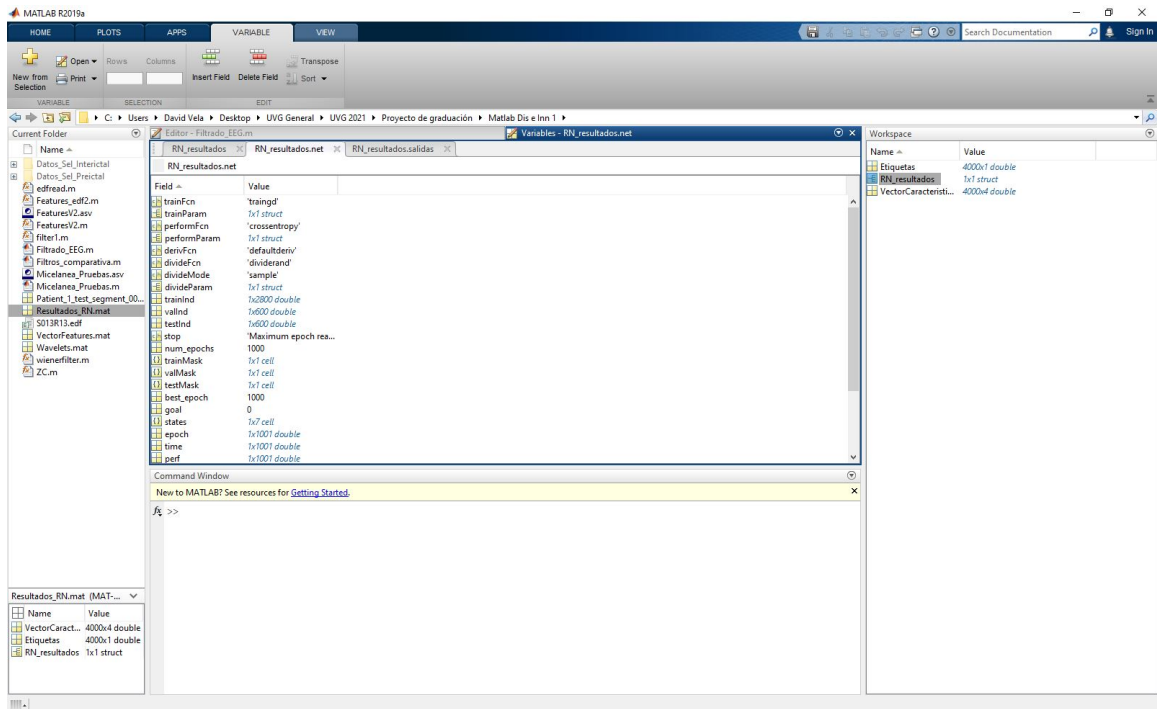


Figura 7: Captura de pantalla del contenido del archivo .mat generado por el clasificador de Red Neuronal

Con la Máquina de Vector de Soporte, se obtuvo una matriz de confusión con los resultados.

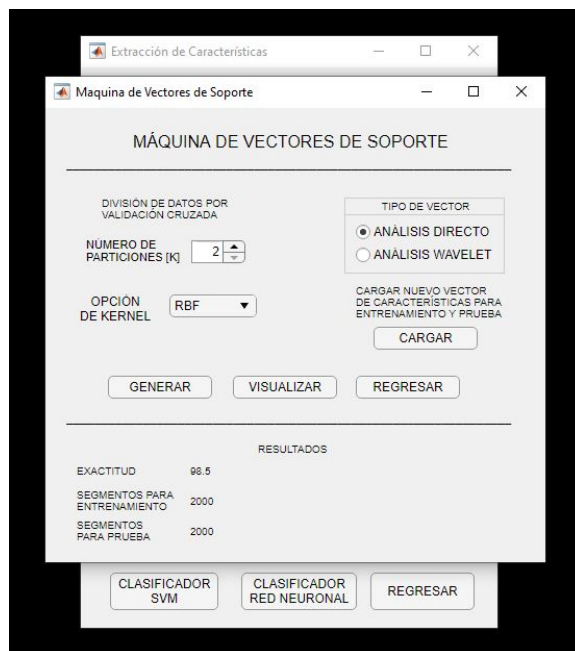


Figura 8: Captura de pantalla del app para emplear un clasificador de Máquina de Vector de Soporte

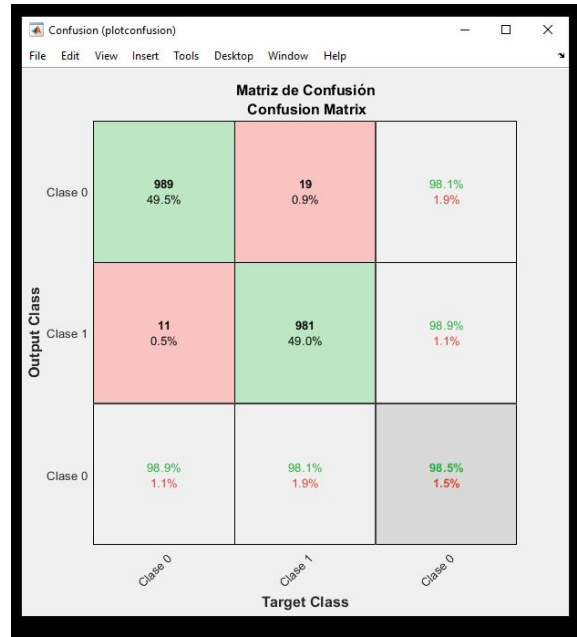


Figura 9: Captura de pantalla de la matriz de confusión generada a partir del clasificador SVM

También se evaluaron los filtros de Weiner y de Butterworth para el filtrado de señales EEG. Para esto se introdujo una señal sinusoidal de 100 Hz.

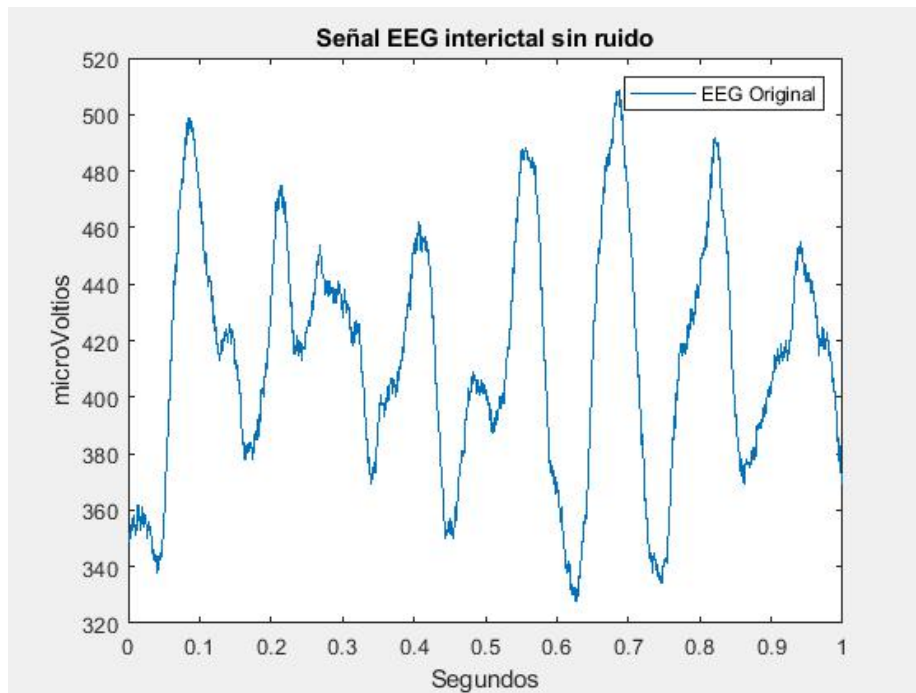


Figura 10: Gráfica del segmento de señal EEG original

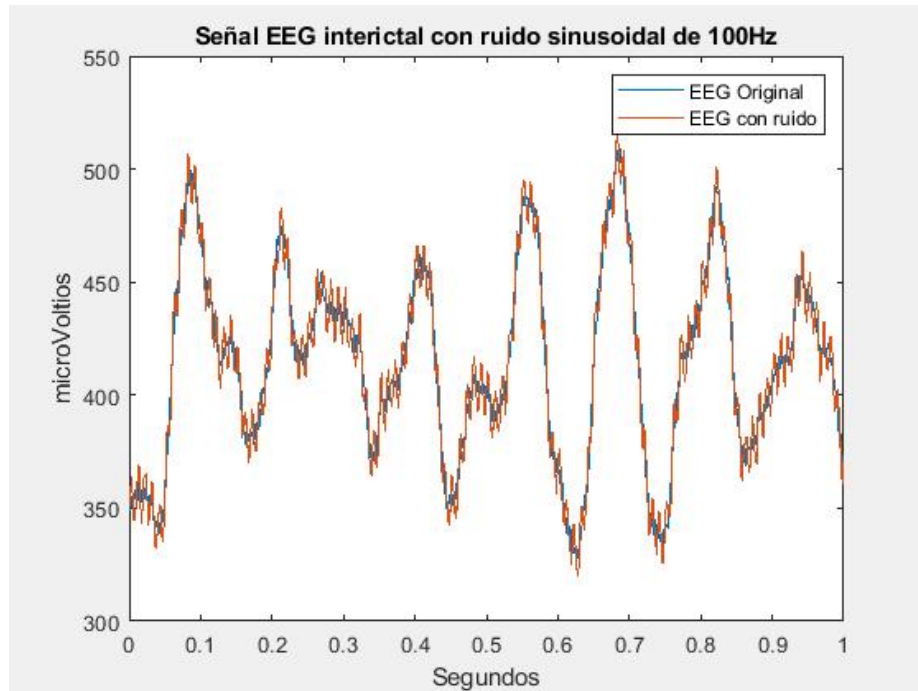


Figura 11: Gráfica del segmento de señal EEG con ruido

El primer filtro empleado fue el de Wiener. Este es un filtro que requiere tener el perfil del ruido para poder funcionar. Al pasar la señal con ruido por este filtro, se obtuvo la siguiente gráfica:

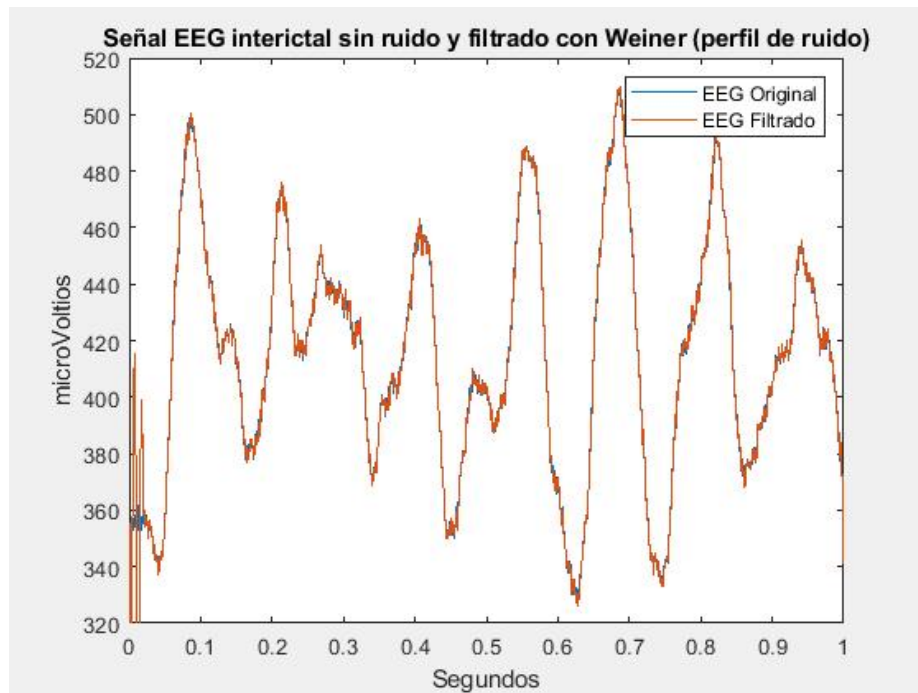


Figura 12: Gráfica del segmento de señal EEG con ruido

El segundo filtro empleado fue un Butterworth. Este no requiere un perfil de ruido como el filtro de Wiener, en cambio, requiere de una frecuencia de corte. Empleando una frecuencia de corte de máxima de 70Hz [8], se obtuvo el siguiente gráfico:

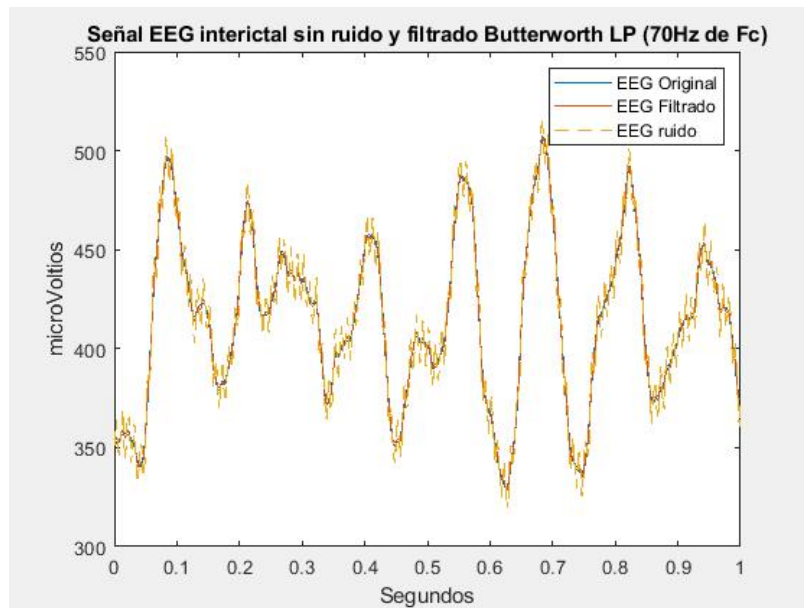


Figura 13: Gráfica del segmento de señal EEG filtrada con un filtro pasa bajas Butterworth

Con estos resultados, se empleará el filtro de Butterworth para el filtrado de las señales EEG, ya que el filtro de Wiener tiene mayor uso si las señales están contaminadas con ruido conocido (como una señal de electrocardiograma); sin embargo, eso no es el foco del trabajo a realizar.

CAPÍTULO 6

Alcance

Podemos usar Latex para escribir de forma ordenada una fórmula matemática.

Epilepsia

La epilepsia es un desorden crónico, el cuál tiene como síntoma conocido las convulsiones, las cuáles son recurrentes y espontáneas. Estas convulsiones pueden tener origen gracias a un daño cerebral, o una tendencia familiar a padecer el desorden; sin embargo, la causa es generalmente desconocida [9].

Algunas veces, el historial clínico y familiar, así como los exámenes realizados por medio de electroencefalogramas, son similares entre un grupo de personas con el desorden de epilepsia. Esto se le conoce como “Epilepsy Syndrome”, y son definidos por ciertas características como:

- Tipo o tipos de epilepsia
- Edad en la que comenzaron las convulsiones
- Causas de las convulsiones
- Ya sea sí las convulsiones son heredadas
- La parte del cerebro involucrada
- Los factores que provocan las convulsiones
- La severidad y frecuencia de las convulsiones
- Patrones específicos dentro de un electroencefalograma, durante y entre convulsiones
- Hallazgos en imágenes cerebrales, hechas con resonancia magnética (MRI) o tomografía por computadora (CT).

Cabe destacar que, a pesar de todas las características descritas, no todos los síndromes de epilepsia pueden ser catalogados.

Tipos de epilepsia

Dentro de la descripción de las características que definen a un síndrome de epilepsia, se denotó que existen distintos tipos de epilepsia, además de que una persona puede sufrir más de uno. La Liga Internacional Contra la Epilepsia estableció una clasificación para convulsiones y epilepsias en 2017, y en enero de 2021, actualizaron la clasificación anterior para modificar detalles en las convulsiones de neonatos. Esta clasificación es la siguiente [10]:

- **Automatismos**

Consta de una actividad motora más o menos coordinada, la cuál suele ocurrir cuando la cognición se encuentra alterada. Se asemeja a menudo a un movimiento involuntario.

- **Clónico**

Sacudidas simétricas o asimétrica, las cuales son generalmente repetitivas e involucran a los mismos grupos musculares.

- **Espasmos epilépticos**

Se caracteriza por repentinas flexiones, extensiones o una mezcla de ellas, ocurriendo en los músculos predominantemente proximales y troncales. Son de forma más sostenida que un movimiento mioclónico, pero no tan sostenidos como una convulsión tónica.

- **Mioclónico**

Contracciones repentinas e involuntarias en grupos de músculos de distintas topografías (axiales, miembros proximales, distales). Son de corta duración (menores a 100 milisegundos).

- **Tónico**

Consta de un aumento sostenido en la contracción muscular; puede durar desde unos segundos hasta minutos.

- **Autonómico**

Una alteración distinta de la función del sistema nervioso autónomo, que involucra las funciones cardiovasculares, pupilares, gastrointestinales, sudomotores, vasomotores y funciones termorreguladoras.

- **Arresto conductual**

Pausa (conocida como arresto) de actividades; consta de congelamiento o inmovilización como en el comportamiento de arresto convulsivo.

- **Convulsión secuencial**

Se clasifican aquí aquellas convulsiones que, en un electroencefalograma, presentan eventos con una secuencia de signos, síntomas y cambios en distintos momentos.

- **Convulsión únicamente electroencefalográfica**

Son las subclínicas, sin ninguna manifestación clínica.

Señales electroencefalográficas

Las señales electroencefalográficas (referidas el resto del documento como EEG) provienen de la lectura de la actividad eléctrica cerebral, producida por potenciales iónicos en las neuronas. Se generan al realizar la captación de potenciales en el cerebro por medio de electrodos. En dependencia del tipo de EEG, se colocan en tres posibles puntos [11]:

- EEG profundo: emplea microelectrodos implantados en el cerebro. Para este tipo de mediciones, se requiere una intervención quirúrgica para colocar los electrodos.
- Electrocortigrama (ECoG): emplea electrodos corticales; estos se ubican directamente en la corteza cerebral. Al igual que el EEG profundo, se requiere de intervención quirúrgica.
- EEG estándar: es un EEG completamente externo; involucra electrodos que se posicionan sobre el cuero cabelludo. Es de los más usados, debido a que no requiere intervención quirúrgica, lo que reduce tanto el riesgo como el tiempo de preparación del paciente.

Entre más cerca del cerebro se tome la medición, se obtienen señales con mejores relaciones al ruido (señales más claras). Una desventaja de una EEG son las magnitudes de potenciales que se manejan, las cuales se encuentran entre los 10a 200 μV ; además, sus frecuencias varían desde un poco menos de 1 Hz a 100Hz(algunas documentaciones presentan que los voltajes van desde 0.2 a 300 μV y de DC a 150Hz). Para el posicionamiento de electrodos, se emplea el sistema 10/20,el cuál es el más utilizado internacionalmente [12].

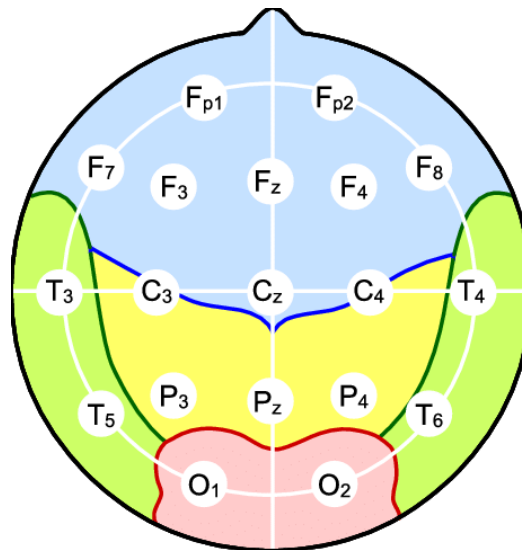


Figura 14: Posicionamiento de los electrodos en estándar 10/20 [12].

Las señales por medir se separan en ritmos cerebrales. Son caracterizadas por su frecuencia, localización y la asociación con su función con el cerebro. Algunas características importantes de las señales son:

- Sufren de un efecto conocido como “desincronización relacionada al evento” o ERD por sus siglas en inglés. Refiere a que, para prepararse para un evento que afecte la zona cortical donde se genera la señal, estas tienden a atenuarse o bloquearse.
- Luego de un ERD, reaparece el ritmo de forma intensificada. Esto se conoce como “sincronización relacionada al evento”, o ERS.
- Los ritmos cerebrales aparecen sobre un grupo de neuronas que no estén realizando su tarea asignada; las señales aparecen en condición de reposo.

Los ritmos cerebrales se separan por su frecuencia en señales alfa, beta, delta, theta, mu y gamma. Actualmente existen aún más ritmos, pero comparten bandas de frecuencia con los mencionados anteriormente. Las bandas de frecuencia son [13]:

- I. Ritmo delta (δ), de 0.5 a 2.5Hz.
- II. Ritmo theta (θ), de 4 a 7Hz.
- III. Ritmo alfa (α), de 8 a 13Hz.
- IV. Ritmo mu (μ), de 8 a 13Hz al igual que el ritmo α .
- V. Ritmo beta (β), de 13 a 30Hz.
- VI. Ritmo gamma (γ), frecuencias mayores a 30Hz.

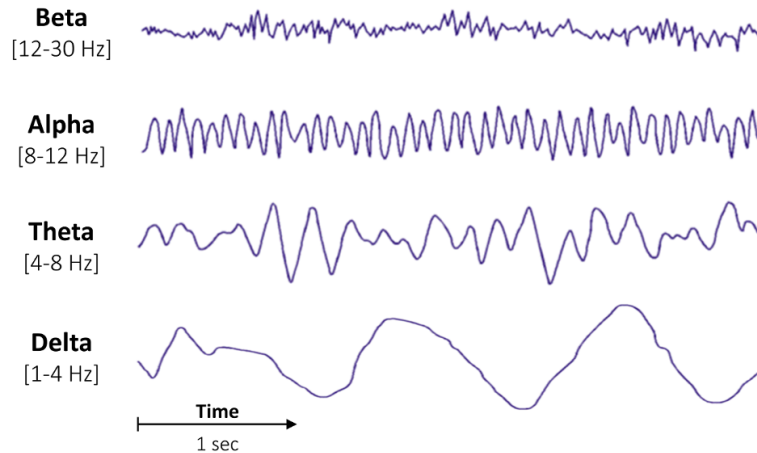


Figura 15: Ejemplo de ritmos cerebrales presentes en un EEG [13].

Procesamiento de señales EEG

Gracias a que muchos EEG pueden contar con relaciones de ruido grandes, para una buena visualización de la señal es necesario filtrar la señal proveniente de un EEG. El mejor filtro para emplearse es un filtro adaptativo. Sin embargo, estos requieren el perfil del ruido.

Un ejemplo de su uso en EEG es la remoción de ruido generada por las señales cardíacas (señales que se obtienen de un electrocardiograma o ECG) [8].

Por otro lado, se tienen los filtros *Infinite Impulse Response* (IIR), los cuáles brindan una mejor respuesta en cuanto a la reducción de ruido en un ancho de banda determinado. Entre estos filtros IIR, se tienen los *Butterworth* y *Chebyshev*, los cuáles son de interés para el trabajo a realizar.

Un tercer tipo de filtro para señales biomédicas es el filtro de Wiener, el cuál es un filtro lineal que se aplica de forma adaptativa a la varianza local de los datos. Si la variación es grande, se realiza poco suavizado y cuando la variación es pequeña se realiza un mayor suavizado. Es un filtro más selectivo, ya que permite el paso de los bordes y de otras partes de alta frecuencia [8].

Obtención de características de un EEG

Gracias a la naturaleza orgánica de las señales EEG, son complejas de cuantificar. Esto hace que no sea adecuado caracterizarlas por métodos determinísticos; en cambio, es mejor el uso de métodos estocásticos. Es general que para el procesamiento de un EEG, se empleen tres clases de análisis [14]:

- Dominio del tiempo
- Dominio de frecuencia
- Dominio TS y TF (tiempo-escala y tiempo-frecuencia)

En el dominio del tiempo, se encuentra el análisis de medidas lineales univariadas (como lo son los momentos estadísticos, dígame varianza, asimetría, curtosis). En el dominio de frecuencia se encuentra la famosa transformada de Fourier, la cuál extrae el contenido espectral de una señal [15]. La tercera técnica emplea lo que se conoce como la transformada de *Wavelet*, la cuál es una transformación que proporciona la representación tiempo-frecuencia de una señal. Esta última es especialmente útil, ya la transformada de Fourier se emplea en señales con características estacionarias, lo cuál no es el caso en las señales EEG; por otro lado, la transformada de Wavelet toma en cuenta esto, y utiliza simultáneamente características de la convolución entre el tiempo y la frecuencia [14].

Anotaciones para un EEG

Las anotaciones para los electroencefalogramas siempre se han realizado de forma manual: un especialista observa todo el registro y va marcando los segmentos donde se observen comportamientos de interés. Las combinaciones de anotaciones que se pueden realizar son enormes, además que, el desconocimiento de características bien definidas puede generar una sobre interpretación. Por lo anterior, es necesario recordar: ¿qué responde realmente un registro de EEG? En interés de este trabajo de graduación, una de las repuestas que da es la probabilidad que tiene un paciente de sufrir epilepsia [3].

Tomando esto en cuenta, se tienen dos características importantes al momento de describir un evento dentro de un EEG: la cantidad de veces que se repite en un segundo, la cantidad de veces que esta aparece en todo el registro EEG y la forma que tiene; esto se conoce como frecuencia, abundancia y morfología respectivamente. Para la frecuencia, se anota con números en Hz, y pueden darse ejemplos en base a otras ondas (por ejemplo, un ritmo alfa tiene frecuencia de 8-12Hz, por lo que se puede dar de referencia si la frecuencia del segmento de interés se encuentra en el mismo rango). La abundancia es una anotación empírica, la cuál usa términos como continuo, abundante, frecuente, ocasional, esporádico y único. Por ultimo, la morfología responde a la forma de la señal, y puede ser sinusoidal, regular, irregular, monótona, polimorfa, rítmica o semi rítmica [3].

Machine Learning

Se conoce como *Machine Learning* o Aprendizaje Automático al conjunto de técnicas que forman parte de la inteligencia artificial. Estas técnicas (las cuáles son algoritmos de computadora) buscan el aprendizaje dentro de grandes grupos de datos. La característica de importancia de los algoritmos es que son capaces de predecir casos nuevos, todo en base a la experiencia adquirida con un conjunto de datos enfocados para esta tarea. A esa característica se le conoce como la “generalización”. Dentro de estas técnicas, se separan dos grandes grupos: las técnicas supervisadas y las no supervisadas [16].

Aprendizaje Automático supervisado

Este tipo de técnicas pretenden construir un patrón a partir de datos que ya son conocidos previamente, lo cuál da paso a una predicción del valor de salida de nuevos datos, con el conocimiento único de ciertas características. Se usa una gran cantidad de datos, los cuáles, el propio investigador separa en tres grupos [17]:

- I. Grupo de entrenamiento: En este grupo se encuentran todos los datos con los que se harán las iteraciones para que el algoritmo “aprenda”.
- II. Grupo de validación: En este grupo se colocan datos para que el algoritmo valide su aprendizaje. Forma parte de un proceso cíclico, ya que se va del entrenamiento a la validación, y, de necesitarse, de nuevo al entrenamiento. Busca que el algoritmo funcione para casos reales, y no únicamente para los datos de entrenamiento.
- III. Grupo de prueba: Este para por el algoritmo una única vez, y es la prueba para conocer qué tanto acierto tiene el algoritmo final.

Esta separación se realiza de forma aleatoria. Hay varios algoritmos para poder hacer la clasificación, los dos de interés dentro de este trabajo son [17]:

- Aprendizaje Profundo: Este algoritmo emplea redes neuronales para poder entrenar al algoritmo. En este tipo de aprendizaje automático, se configuran ciertos parámetros básicos, y se entrena al algoritmo en base a ellos. El entrenamiento debe de preparar al

algoritmo para que genere una base de “conocimiento” propio, con el cuál puede reconocer patrones. El fundamento de esto se encuentra en el uso de capas de procesamiento, las cuáles están contenidas dentro de la red neuronal.

- Máquina de Vectores de Soporte: Este algoritmo se encarga de utilizar hiperplanos de dimensión definida para clasificar los distintos datos. La dimensión del hiperplano se define por la cantidad de características que serán computadas. Los vectores de soporte son puntos de datos, los cuáles determinan la posición y orientación del plano.

Aprendizaje Automático no supervisado

La característica de estas técnicas, es que al algoritmo no se le da a conocer cuáles son las salidas esperadas; el punto es buscar patrones. Para poder determinar qué es lo que se desea predecir, se deben de encontrar estructuras dentro de los datos; para ello, se usa el agrupamiento (o *clustering*) y la asociación. El agrupamiento es un proceso donde se particiona un conjunto de datos en un conjunto de subclases que sean relevantes. Estas se conocen como grupos. La asociación consta en generar un conjunto de características dentro de los datos, las cuáles deben de ser relevantes para la correcta predicción [17].

Derivación de la dinámica del mecanismo

8.1. Dinámica de cuerpos rígidos

8.2. Restricciones

8.2.1. Mecanismos de lazo cerrado

Mecanismo de cuatro barras

9.1. La ecuación del manipulador

12	3.2	3.43	23	13
aasdasdd	asd	ssdssa	ssdas	asdasda

Cuadro 1: Tabla de prueba. Esta es una breve descripción de la tabla anterior. Continuamos con la descripción de esta forma y se menciona que fue de elaboración propia.

Aquí seguimos escribiendo texto normalmente.

CAPÍTULO 10

Conclusiones

CAPÍTULO 11

Recomendaciones

- [1] Epilepsy Foundation Communications, *International Epilepsy Day*, <https://www.epilepsy.com/make-difference/public-awareness/international-epilepsy-day>, Accedido: 23-03-2021, 2020.
- [2] HUMANA, <https://humanagt.org/>, Accedido: 05-05-2021, 2015.
- [3] L. E. Morillo, “Análisis Visual del Electroencefalograma,” en *Guia Neurologica 7 - Neuro Electro Diagnóstico*. Colombia: Asociación Colombiana de Neurología, 2005, págs. 143-163.
- [4] M. J. Angulo, “Análisis y Reconocimiento de Patrones de Señales Biomédicas de Pacientes con Epilepsia,” Tesis de licenciatura, Universidad Del Valle de Guatemala, 2020.
- [5] M. F. Pineda, “Diseño e Implementación de una Base de Datos de Señales Biomédicas de Pacientes con Epilepsia,” Tesis de licenciatura, Universidad Del Valle de Guatemala, 2020.
- [6] HUMANA, *Epilepsia*, <https://humanagt.org/epilepsia/>, Accedido: 02-05-2021, 2015.
- [7] S. Villazana, A. Eblen, G. Montilla y C. Seijas, “Detección de cambios abruptos en señales epilépticas en EEG,” *Archivos de Neurociencias*, vol. 22, n.º 3, págs. 6-18, 2017.
- [8] González Murillo, John, *Filtrado Básico de Señales Biomédicas*, https://www.researchgate.net/publication/271273652_Filtrado_Basico_de_Senales_Biomedicas, Accedido: 25-05-2021, 2014.
- [9] Epilepsy Foundation, *What is Epilepsy?* <https://www.epilepsy.com/learn/about-epilepsy-basics/what-epilepsy>, Accedido: 28-03-2021, 2014.
- [10] R. Pressler, M. Cilio, E. Mizrahi y et al, “The ILAE classification of seizures and the epilepsies: Modification for seizures in the neonate,” *Epilepsia*, n.º 00, págs. 1-14, 2021.
- [11] T. M. Vaughan, J. R. Wolpaw y E. Donchin, “EEG-based communication: prospects and problems,” *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 4, n.º 4, págs. 425-430, 1996. DOI: 10.1109/86.547945.

- [12] D. Plass-Oude Bos, “EEG-based Emotion Recognition,” *The Influence of Visual and Auditory Stimuli*, ene. de 2006.
- [13] Vallar, R., *Compute the average bandpower of an EEG signal*, <https://raphaelvallat.com/bandpower.html>, Accedido: 28-03-2021, 2018.
- [14] F. D. Q. Quinga, “Predicción de crisis epilépticas utilizando técnicas de procesamiento de señales electroencefalográficas y aprendizaje de máquina,” Tesis de licenciatura, Universidad de las Fuerzas Armadas, Ecuador, 2017.
- [15] A. N. B. Cicchino, “Técnicas de procesamiento de EEG para detección de eventos,” Tesis de maestría, Universidad Nacional de la Plata, 2013.
- [16] G. I. G. Gazabón, “Modelo de Machine Learning para la Clasificación de pacientes en términos del nivel asistencial requerido en una urgencia pediátrica con Área de Cuidados Mínimos,” Tesis de maestría, Universidad Tecnológica de Bolívar, 2014.
- [17] J. F. V. García, “Modelo de pronóstico de rendimiento académico de alumnos en los cursos del programa de estudios básicos de la Universidad Ricardo Palma usando algoritmos de Machine Learning,” Tesis de maestría, Universidad Ricardo Palma, Perú, 2019.

CAPÍTULO 13

Anexos

13.1. Planos de construcción

CAPÍTULO 14

Glosario

fórmula Una expresión matemática. 17

latex Es un lenguaje de marcado adecuado especialmente para la creación de documentos científicos. 17