

Diseño de Electroencefalógrafo para la Identificación de Ondas Cerebrales y Detección de Puntos de Cambios

Design of Electroencephalograph for the Identification of Brain Waves and Detection of Changes points

Diana Gómez^{1}, Ricardo Espinosa^{2**}*

^{1,2} Universidad ECCI, Bogotá, Colombia

** dianami.gomez@eccci.edu.co*

*** respinosam@eccci.edu.co*

RESUMEN

En este proyecto se presenta el diseño de un electroencefalógrafo, así como la simulación de señales biológicas EEG con el fin de presentar una propuesta de diseño tecnológico para la adquisición y acondicionamiento de señales EEG a partir de componentes analógicos y digitales. También se presenta una propuesta en la metodología de procesamiento digital de estas señales adquiridas, para la identificación de características, así como la detección de anomalías presentes en la señal EEG. Se evidencia que, con el uso de dispositivos digitales es posible obtener un mejor resultado de la señal al momento de realizar el filtrado de la misma, además de minimizar los componentes utilizados. Esta propuesta es una etapa inicial del desarrollo de un dispositivo para capturar señales EEG reales y ser una herramienta útil para médicos durante el diagnóstico.

Palabras clave: Electroencefalógrafo, Filtro, Ondas Cerebrales, Simulación de señales fisiológicas

Recibido: 7 de febrero de 2022. Aceptado: 24 de junio de 2022

Received: February 7th, 2022 Accepted: June 24th, 2022

ABSTRACT

This project presents the design of an electroencephalograph as well as the simulation of EEG biological signals in order to acquire them from the device built from analog and digital components and the processing of these waves for the identification of the same in Matlab as well as the detection of anomalies from the positioning of identifiers this in order to generate a useful tool for doctors and thus reduce the burden on them. This article details the simulation of the signal as well as its acquisition and digitization from the use of a power microcontroller and the subsequent processing of the signal. It is evident that with the use of digital devices it is possible to obtain a better signal result at the time of filtering it, in addition to minimizing the components used.

Keywords: Electroencephalograph, Filter, Brain Waves, Simulation of physiological signals

1. INTRODUCCIÓN

El cerebro humano es un órgano complejo que le permite al ser humano realizar diferentes actividades, tales como hablar, caminar, pensar o resolver problemas matemáticos, también se encarga de dirigir el funcionamiento de órganos internos (acciones involuntarias). Esto es posible debido a la gran cantidad de conexiones neuronales (sinapsis) en el encéfalo, que permiten enviar de un lado a otro estímulos eléctricos con el fin de ejecutar una tarea, causar una sensación, cambiar de estado de ánimo, entre otras. Esta generación y envío de impulsos eléctricos se realiza de manera continua, tal que al evaluarlos en conjunto se obtienen las ondas cerebrales que no son más que la sumatoria de los potenciales de acción producidos en las neuronas durante la sinapsis [1].

En la práctica médica se tiene un equipo de diagnóstico para el registro de la actividad eléctrica llamado electroencefalógrafo, en donde se colocan electrodos distribuidos de manera específica en el área en donde se encuentra el cuero cabelludo del paciente, con el fin de detectar las ondas cerebrales producidas principalmente en la superficie del encéfalo, es decir, la corteza cerebral [1]. El estudio de la actividad eléctrica de las neuronas se denomina electroencefalografía (EEG).

El primer registro de ondas cerebrales fue captado por Hanz Berger en 1924, utilizando un galvanómetro de cuerda y registrando los tipos de ondas que encontró, para 1931 se refirió a la frecuencia con la cual encontraba anomalías en la EEG en pacientes con epilepsia. Con el tiempo se fue perfeccionando este dispositivo de diagnóstico, en 1960 se implementaron transistores los cuales hicieron posible manejar la información tomada por los equipos de manera digital [2].

Estas señales o registros son llamados electroencefalogramas, y para evaluarlos se tienen en cuenta características propias de la señal, amplitud o frecuencia, que permiten obtener información útil para realizar diagnósticos médicos. [1]. Con la EEG se pueden detectar los tipos de ondas que presenta el paciente, así como, algunas patologías tales como: epilepsia, tumores, enfermedades degenerativas, traumatismos, trastornos encefálicos y evalúa si un paciente presenta o no muerte cerebral.

La epilepsia se caracteriza por la generación de descargas eléctricas anormales que se distribuyen a través de la red neuronal provocando en el paciente disfunción motora, sensitiva o fisiológica. Durante una crisis epiléptica se

pueden formar señales visuales o auditivas, así como movimientos involuntarios del músculo esquelético. Esta crisis se pueden presentar de manera parcial o generalizada que se diferencian por su foco de localización. Las neuropatías representan cualquier trastorno del sistema nervioso central, la parálisis de Bell es una de ellas, en donde se afecta el nervio facial [3]. El Alzheimer es una enfermedad degenerativa, que produce pérdida de la memoria y por ende incapacidad de autocuidado, a pesar de que las causas exactas que producen este tipo de demencia son desconocidas, hay datos que sugieren factores genéticos, ambientales, estilo de vida y el envejecimiento. Los tumores encefálicos, son caracterizados por el crecimiento anormal del tejido en esta región en específico, el crecimiento de estas masas es igualmente grave si es benigno o maligno debido a que generan compresión intracraneana. Los anteriores son solo unos de los ejemplos de patologías que se pueden detectar en el registro del EEG [1].

La lectura y el diagnóstico de un electroencefalograma debe ser realizada por un neurólogo, el cual posee el conocimiento necesario para identificar las características y anomalías en este registro, sin embargo, realizar esta evaluación puede resultar complejo debido a la forma de onda que se maneja, además de la demanda de tiempo. Existen diversos estudios realizados con el fin de automatizar este proceso e identificar lo esencial, por ejemplo, el uso de redes neuronales artificiales y aprendizaje de máquina para detectar epilepsia en señales de electroencefalografía, utilizando un sistema de detección de patrones [4, 5].

En este estudio proponemos el diseño de un sistema de adquisición y acondicionamiento de señales de EEG, utilizando señales EEG simuladas con las características fisiológicas. El sistema propuesto está conformado por: la señal EEG simulada, circuito de instrumentación para la adquisición y acondicionamiento de señal y finalmente una etapa de procesamiento de la señal para identificar las ondas cerebrales y detectar cambios o anomalías en el registro, a partir de las características espectrales y temporales. Se realiza, en la etapa de procesamiento de la señal, una marcación de los cambios representativos de la señal, para que el médico tenga un apoyo durante el diagnóstico de enfermedades, debido a que las marcaciones de puntos críticos pueden identificar variables de interés para el médico.

1. MATERIALES Y MÉTODO

A. Características del EEG

La electroencefalografía es una técnica de exploración del sistema nervioso central en donde se detecta y registra la actividad eléctrica del encéfalo, más precisamente de la corteza cerebral. Este procedimiento es no invasivo e indoloro, en donde se colocan una serie de electrodos de superficie en el cuero cabelludo y la frente de acuerdo al sistema internacional 10-20 (ver figura 1), con el fin de registrar desde diferentes ángulos la actividad eléctrica y correlacionar con las respectivas funciones cerebrales o determinar patologías [6].

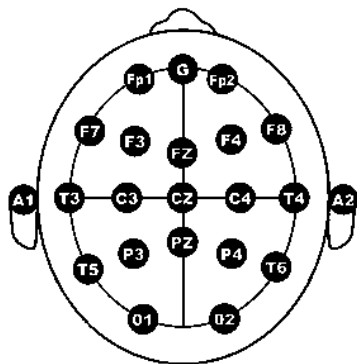


Fig.1. Sistema internacional 10-20 para la colocación de electrodos. Tomada de [7].

Las ondas cerebrales registradas en el EEG son el producto de la sumatoria de los potenciales de acción generados y transmitidos por las neuronas de una región del cerebro a otra, los cuales poseen como principales características de identificación amplitud y frecuencia, los valores van desde 5 a 300 μ V con un ancho de banda de 0.5 a 100 Hz.

Las ondas cerebrales se clasifican debido al ancho de banda que poseen y son las siguientes:

- **Ondas Delta:** Rango de frecuencias entre 0.5 y 4 Hz, se presentan durante el sueño profundo y son normales en lactantes despiertos.
- **Onda Theta:** Rango de frecuencias entre 4 y 8 Hz, se presentan en la fase inicial del sueño o en niños y adultos que presentan estrés emocional.
- **Ondas Alpha:** Rango de frecuencias entre 8 y 13 Hz, se presentan en estado de relajación mientras el sujeto está despierto y desaparecen por completo durante el sueño.
- **Ondas Beta:** Rango de frecuencias entre 13 y 30 Hz, se presentan cuando se está despierto y consciente o cuando hay actividad mental.
- **Ondas Gamma:** Rango de frecuencias entre 30 y 100 Hz, se presentan cuando se está en situaciones de gran estrés o máxima concentración [1] [5].

Tabla 1. Tipos de ondas EEG con amplitud y frecuencia de las 5 señales sinusoidales utilizadas para la simulación de los ritmos

Onda EEG	Amplitud (pV)	Frecuencia (Hz)
Delta	300 - 550	0.5 - 4
Theta	300 - 550	4 - 8
Alpha	300 - 550	8 - 13
Beta	300 - 550	13 - 30
Gamma	300 - 550	30 - 100

B. Diseño del circuito de instrumentación para EEG

Se diseñó el electroencefalógrafo y el posterior procesamiento de las señales bajo las siguientes etapas:

- **Etap 1 - Simulación de las señales:** Se realizó la simulación de las señales cerebrales, suma de las ondas EEG de la Tabla 1, haciendo uso de generadores de funciones sinusoidales.
- **Etap 2 - Adquisición y acondicionamiento de la señal:** Se realizó la adquisición y el posterior acondicionamiento de la señal a partir de amplificación de instrumentación, filtrado y control de off-set y amplitud.
- **Etap 3 - Digitalización:** Se realizó la digitalización de la señal para la obtención de sus respectivos valores digitales, a partir de la conversión analógica-digital y transmisión serial utilizando el microcontrolador STM32F401VE, un simulador de puerto serial y PuTTY.
- **Etap 4 - Procesamiento de la señal:** Se realizó el procesamiento de la señal en Matlab para identificar el tipo de onda cerebral o detectar puntos de cambio en el registro EEG.

C. Circuito general del EEG

Etap 1 - Simulación de las señales: se realizó la simulación de las señales electroencefalográficas, usando amplificadores operacionales (op-amp) en configuración sumador inversor con entrada de 5 señales sinusoidales desfasadas con amplitud baja y frecuencia según el tipo de ritmo mostrado en la Tabla 1.

La amplitud utilizada para cada ritmo es de orden bajo con el fin de obtener una salida con valores lo más reales posibles. Estos ritmos se pasan nuevamente por un op-amp en configuración sumador inversor, obteniendo como salida una señal EEG completa; para escoger qué ritmo predomina a la salida, se aprovecha la ganancia de cada op-amp teniendo en cuenta la ecuación 1 (donde V_o es el voltaje de

salida, R_4 es la resistencia de realimentación y R_1, R_2, R_n son resistencias de las entradas, y V_1, V_2, V_n , son las señales sinusoidales de entrada al sumador inversor, en donde se varía la ganancia con un potenciómetro que se encuentra en el op-amp de cada ritmo, estando todos en 1% y predominando el que se encuentre al 100%, esto con el fin de obtener una onda de salida con las características correctas de amplitud y frecuencia, para lo anterior es necesario que siempre esté predominando un ritmo sobre el resto.

$$V_o = -R_4 \left(\frac{V_1}{R_1} + \frac{V_2}{R_2} + \dots + \frac{V_n}{R_n} \right) \quad (1)$$

En la Figura 2 se observan las conexiones circuitales realizadas para la simulación de los ritmos EEG, en donde se aprecia que la onda predominante (potenciómetro al 100%) es el Delta, a diferencia de los demás ritmos que tienen el potenciómetro al 1%; la salida está lista para pasarla a la siguiente etapa del proyecto, en donde se le realizará el respectivo acondicionamiento de esta simulación.

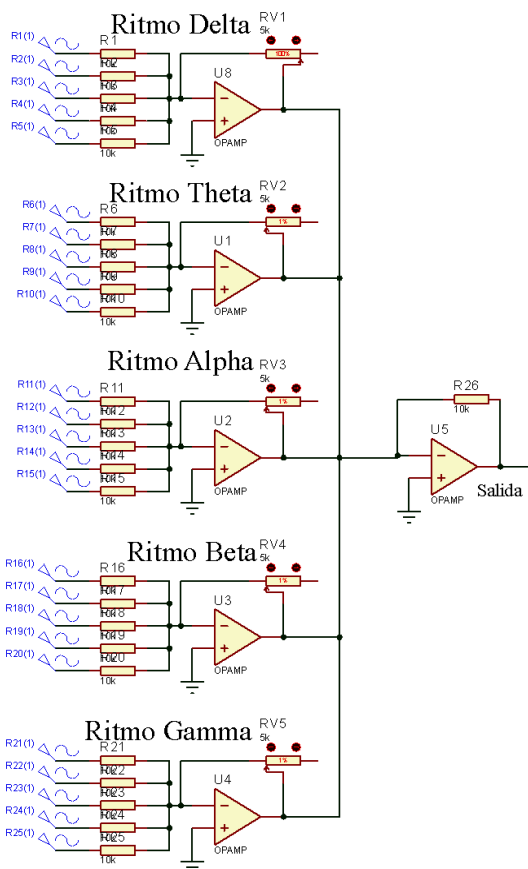


Fig.2. Simulación de ondas cerebrales, predominando como salida el ritmo delta

Etapa 2 - Adquisición y acondicionamiento de la señal:

Con la señal simulada dentro de los rangos establecidos se pasó por una etapa de acondicionamiento donde se amplifica, filtra y se ajustan características de amplitud y offset. En la amplificación, debido a que la señal tenía valores bajos (del orden de los μV), se diseñó un amplificador instrumental a partir de op-amp, el cual tiene 2 voltajes de entrada, uno de ellos representa la señal biológica simulada y el otro los ruidos presentes cuando se toma un electroencefalograma; se simuló tres artefactos comunes en este registro que sirvieron de entradas de un op-amp en configuración sumador inversor, estos artefactos se realizaron con el fin de tener una simulación que se acerque a la realidad y de esta manera diseñar un equipo que pueda ser recreado físicamente, los valores de amplitud y frecuencia de los artefactos simulados son mostrados en la Tabla 2.

Tabla 2. Artefactos tenidos en cuenta con sus respectivos valores de amplitud y frecuencia

Artefactos	Amplitud (uV)	Frecuencia (Hz)
Movimiento del paciente	50	0.2
Red eléctrica	50	60
Contaminación electromagnética	50	1000

Se diseñó un amplificador instrumental debido a que ofrece una ganancia alta a partir de la modificación de resistencias. Para ajustar estos valores se tuvo en cuenta la ecuación 2 y 3, resultando que V_1 es el voltaje obtenido de los artefactos, V_2 es la señal biológica simulada, A es la ganancia y R_1, R_2, R_3 y R_g son las resistencias con las cuales se ajustará la ganancia (A) deseada, para este caso de 34000 veces.

$$V_o = A(V_2 - V_1) \quad (2)$$

$$A = \left(\frac{R_3}{R_2} \right) \left(2 \frac{R_1}{R_g} + 1 \right) \quad (3)$$

En la Figura 3 se observa el esquema eléctrico del amplificador de instrumentación con la entrada de la señal EEG y los artefactos simulados.

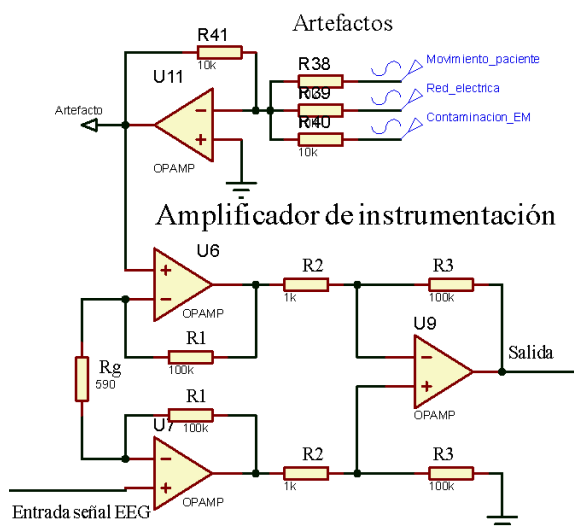


Fig.3. Amplificación de la señal y artefactos

La salida del Amplificador de instrumentación es filtrada para eliminar los artefactos introducidos previamente, en esta fase se diseñó un filtro activo pasa -altos de tipo Butterworth, para eliminar el ruido generado por el movimiento del paciente y el nivel DC. Seguido se diseñó un filtro pasa-bajos para eliminar el ruido generado por la red eléctrica y la contaminación electromagnética. En conjunto se forma un filtro pasa-banda Butterworth . El diseño de cada filtro se hizo teniendo en cuenta la ecuación 4, para establecen las frecuencias de corte (F_c).

$$FC = \frac{K}{2\pi RC} \quad (4)$$

Esta ecuación aplica para el filtro pasa-altos y pasa-bajos en donde F_c representa la frecuencia de corte, R es la resistencia, C es el capacitor y K representa un número que varía y asume un valor dependiendo del orden del filtro en este caso 12, los valores de cada una de estas variables se encuentran en la tabla 3.

Tabla 3. Tipos de filtros utilizados con respectiva frecuencia de corte, resistencia, capacitor y variable K

Tipo de filtro	F_c	R	C	K
Pasa-altos	0.5	118920	100 μ F	37.36
Pasa-bajos	43	9994	10nF	0.027

En la Figura 4 se observa el esquema eléctrico del filtro pasa-bandas implementado, nótese que la salida no se invierte ni amplifica debido a que la señal ingresa por la entrada no inversora en ambos filtros y la ganancia es de 1.

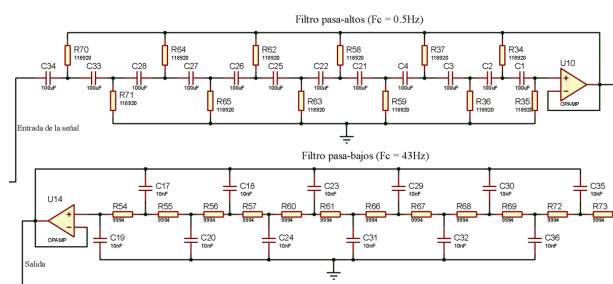


Fig.4. Filtrado de la señal para disminuir el ruido de red, contaminación electromagnética y movimiento de paciente.

Teniendo una señal con menos ruido se pasa a la etapa de control en la cual se usa un circuito para el control offset y otro para el control de amplitud, esto con el fin de obtener una señal solamente con valores positivos, debido a que esta oscila entre voltajes negativos y positivos. En el segundo circuito se ajustó la señal con un máximo de 5V y de esta manera poder digitalizarla. En el circuito de control offset se utilizó un op-amp en configuración de comparador en donde una de las entradas corresponde a la salida del filtro y la otra corresponde a un voltaje continuo (divisor de voltaje con un potenciómetro). Por otro lado, el control de amplitud se realizó con un op-amp en configuración inversor y se ajustó su ganancia, teniendo en cuenta la ecuación 5, de tal manera que el mayor voltaje que puede tomar la señal es de 5V.

$$V_o = -V_i \left(\frac{R_b}{R_a} \right) \quad (5)$$

En la Figura 5 se observa el esquema eléctrico para la fase de control, el componente DC aplicado en el control offset tiene un valor negativo, por lo cual invierte la señal y es la razón por la que se utiliza en el control de amplitud un op-amp en configuración inversor. La salida que se obtiene en este punto ya ha pasado por un acondicionamiento analógico y tiene las características adecuadas en cuanto a amplitud (no posee valores negativos) y de esta manera entrar a un microcontrolador para la siguiente etapa.

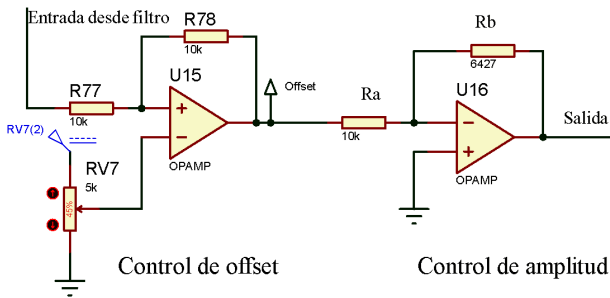


Fig.5. Etapa de control con ajuste de offset y amplitud

Etapas 3 - Digitalización: Con la señal sin valores negativos entre 0 y 5V se pasa a un microcontrolador, en este caso la STM32F401VE, para esta etapa primero se realiza una conversión analógica-digital (ADC), luego se extraen los valores digitales por medio de transmisión serial a partir del uso de un puerto COM, un simulador y PuTTY, además de realizar la conversión digital-analógica (DAC) y mostrar la señal en un osciloscopio. La programación se realizó haciendo uso de Cube MX y Keil uVision 5; en el primero se configuró:

- Pin de entrada para realizar el ADC teniendo en cuenta la resolución del microcontrolador en este caso 12, se debe habilitar el modo de conversión continua con el fin de realizar en todo momento la conversión de datos de entrada.
- Puerto D para la salida de valores digitales al DAC, ya que esta referencia de microcontrolador no tiene esta opción incluida.
- Timers 2 y 4 con las respectivas interrupciones globales (el ajuste del prescaler y registro de autocarga se realiza más adelante en la programación) para ajustar la frecuencia de muestreo y que sea lo más precisa posible.
- Pin de salida para observar la frecuencia de muestreo en un contador de frecuencia.
- Transmisión serial asíncrona con el fin de enviar y recibir los datos por diferentes líneas, la velocidad de transmisión se ajustó a 115200 baudios, además se cambiaron los parámetros del reloj interno y periférico.

Para la programación en Keil uVision 5, se inició declarando una variable global entera y de 16 bits para guardar los datos del ADC y una variable local tipo carácter en la cual se guardarán los valores de la transmisión serial, ya que se decodifica en código ASCII, posteriormente se habilitan las interrupciones de un timer ajustando prescaler y registro de autocarga con el fin de obtener una frecuencia de muestreo de 400 Hz, la cual se ajustó teniendo en cuenta la ecuación 6, donde $F_{m_{min}}$ es la frecuencia mínima de

muestreo y F_{mdx} es la frecuencia máxima de la señal, teniendo en cuenta que según la teoría la frecuencia máxima de una señal EEG es de 100Hz, por otro lado el prescaler y registro de autocarga se configuró en base a la ecuación 7, en donde la frecuencia deseada corresponde a la de muestreo, la frecuencia de oscilación corresponde a la del microcontrolador y cambia dependiendo del timer que se use, ajustando el prescaler en 50 y en este caso encontrando el registro de autocarga el cual es de 99.

$$F_{m_{min}} = 4 F_{mdx} \quad (6)$$

$$F_{Des} = \frac{F_{osc}}{(ARR+1)(PSC+1)} \quad (7)$$

Se realiza el ADC y se envían los datos por transmisión serial empaquetados en una variable de 8 bits (longitud de la palabra configurada en Cube MX); para observar la frecuencia de muestreo que se ajustó con el timer (prescaler y registro de autocarga) se utiliza un led, además de conectar en el circuito un contador de frecuencia a este pin de salida, la conversión digital-analógica no se puede realizar directamente con el microcontrolador debido a que no cuenta con un DAC interno así que la salida se realiza haciendo uso del Output Data Register el cual permite configurar todo un puerto y por el cual se envían los valores obtenidos de la conversión analógica-digital. Para extraer los valores digitales se utilizó un puerto COM configurado también a 115200 baudios y un emulador virtual de puerto serial configurándolo de tal manera que se conecte correctamente con el que del microcontrolador (ver Figura 6).

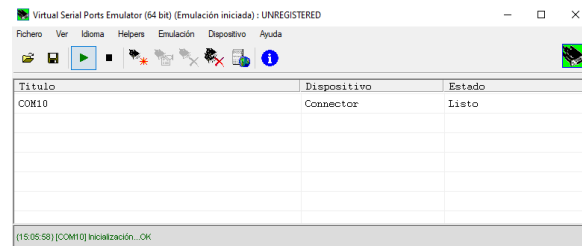


Fig.6. Virtual Serial Port Emulator

Una vez conectados el puerto COM con el emulador virtual se utiliza PuTTY con el fin de extraer los valores digitales en un archivo de texto, configurando el tipo de conexión, número de puerto serial y velocidad de transmisión (ver Figura 7).

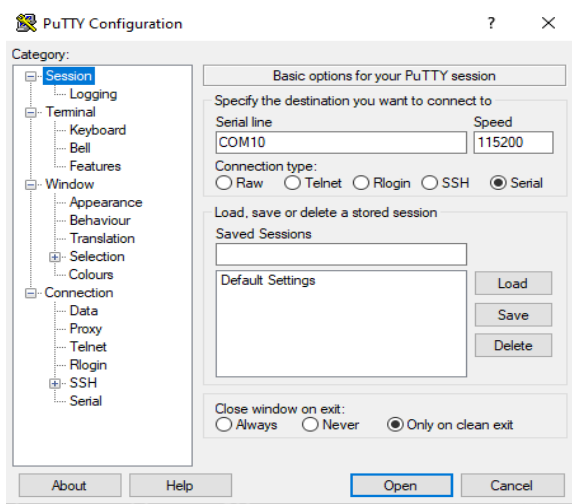


Fig. 7. Virtual Serial Port Emulator

Los valores extraídos representan la señal que entra al microcontrolador, para obtenerlos se tiene en cuenta la ecuación 8, en donde y para este caso n es la cantidad de bits que maneja el microcontrolador, 12, el voltaje de referencia (V_{ref}) es de 5V y $V_{señal}$ representa el voltaje que toma la señal en un punto determinado.

$$Val_{dig} = \frac{(2^n) - 1}{V_{ref}} (V_{señal}) \quad (8)$$

El diagrama de flujo del algoritmo empleado en Keil uVision 5 se encuentra en la Figura 8 y el diagrama circuital de la digitalización de la señal en la Figura 9, en donde se observa la entrada de la señal así como la implementación del puerto serial y el DAC externo; hasta este momento se utilizó electrónica analógica y digital, la siguiente etapa se trata del procesamiento de la señal obtenida a partir de los valores digitales extraídos en el archivo de texto.

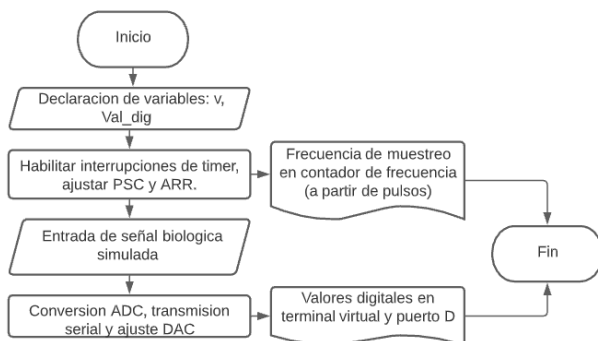


Fig. 8. Diagrama de flujo del algoritmo usado para la digitalización de la señal

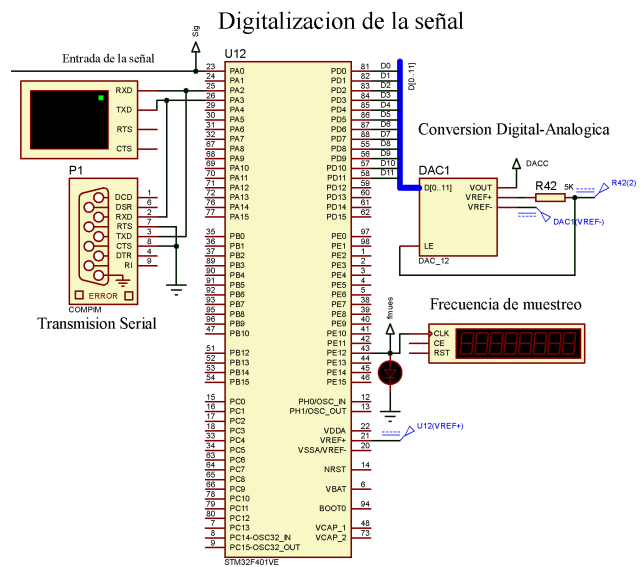


Fig. 9. Digitalización de la señal a partir del uso de un ADC, transmisión serial y un DAC

Etapas 4 - Procesamiento de la señal: Con los valores digitales y en un archivo de texto se procede a realizar el procesamiento de la señal en Matlab en donde nuevamente se realizó un filtrado digital ya que la señal aún presentaba distorsión, para este punto es necesario tener los valores digitales de todas las ondas EEG simuladas, se diseñó un filtro digital pasa-altos y luego pasa-bajos tipo IIR (infinite impulse response) especificando tipo de filtro, orden, frecuencia de muestreo y de corte, en donde se utiliza una herramienta de Matlab para el diseño de filtro digitales, en la Figura 10 se observa la configuración, en este caso el tipo de filtro butterworth pasa-bajos de orden 20, con frecuencia de corte 45 Hz y frecuencia de muestreo a 2000 y no a 400 como se estableció en la etapa anterior esto con el fin de filtrar la señal correctamente y eliminar los artefactos, adicionalmente se muestra una gráfica de magnitud vs. frecuencia en donde se observa una respuesta casi ideal del filtro. La misma lógica se utilizó para configurar el filtro pasa-altos en donde la frecuencia de corte se ajusta a 0.4 Hz. Cabe resaltar que con el diseño de este filtro se extraen los coeficientes de cada filtro y luego integrarlos dentro de la programación.

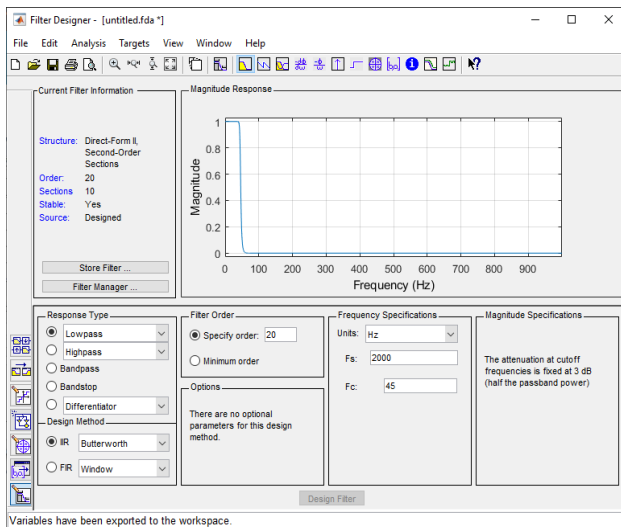


Fig. 10. Diseño de filtro Butterworth digital tipo IIR pasa-bajos haciendo uso de la herramienta en Matlab

En la programación se ajustó el eje del tiempo teniendo en cuenta la frecuencia de muestreo de la etapa 3 con respecto al nivel lógico, se usó la función *detrend* para ajustar la señal sobre la línea base y eliminar los corrimientos que presente; posteriormente se utilizó la función *filter* para filtrar la señal utilizando los coeficientes encontrados anteriormente, en donde primero se aplicó el filtro pasa-altos y luego el pasa-bajos. Posteriormente se pasó de nivel lógico a valor en voltaje teniendo en cuenta la ecuación 8; con la señal libre de artefactos se ajustaron los ejes del voltaje vs. tiempo. en la siguiente fase se realizó la identificación de las ondas cerebrales y la detección de anomalías, para el primer caso se usó la función *obw* la cual devuelve una gráfica con el ancho de banda ocupado por una señal; para la detección de anomalías se realizó a partir de la detección de puntos de cambio con la función *findchangepts* la cual devuelve una gráfica en donde traza una línea vertical en donde se encuentran cambios abruptos de la señal.

2. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

A. Resultados de diseño y discusión

Etap 1 - Simulación de las señales: En la adquisición de señales se realizaron diversas pruebas con el fin de confirmar que el voltaje de salida al sumar las señales estuviera en el rango según la teoría, de esta manera se determinó que las señales sinusoidales que sirvieron de entrada para los op-amp en configuración de sumador inversor que estaban en el orden de pV permiten tener una salida en el orden de μV teniendo como máximo voltaje

58 μV ; con respecto a las frecuencias, estas corresponden a la señal que se escoja simular. En la Figura 11 se realiza una comparación de las señales simuladas con señales biológicas

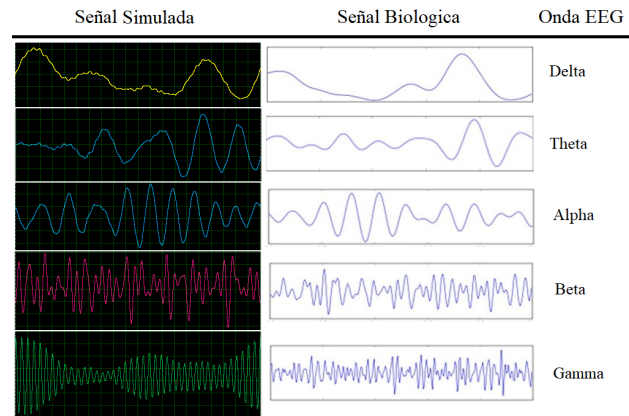


Fig. 11. Comparación de señales simuladas con señales biológicas.

En la figura anterior se observa que la señal gamma no tiene una similitud morfológica con las demás señales a pesar de que contiene los componentes de frecuencia correctos, esto se puede deber al desfase que tiene cada una de las señales sinusoidales de entrada.

Etap 2 - Adquisición y acondicionamiento de la señal:

El amplificador de instrumentación mostró un comportamiento estable amplificar la señal de entrada correctamente al igual que los artefactos incluidos. Para el filtrado de la señal se realizaron diversas pruebas aumentando el orden del filtro de manera gradual, el aumento del filtro corresponde a que a mayor orden tendrá una mejor respuesta en frecuencia, es decir se acercara a la frecuencia de corte. Se recomienda tener presente y seguir fielmente el esquema circuital en cuanto a la posición de los componentes, esto conlleva a presentar menos errores en las pruebas. Se debe tener en cuenta que este tipo de filtros analógicos no logran bloquear completamente las frecuencias no deseadas debido a que no es posible lograr una respuesta ideal con componentes finitos, sin embargo si se obtendrá una respuesta en frecuencia cercana en mayor o menor grado (dependiendo del orden) [8]; en la figura 12 se observa el diagrama de bode del filtro activo pasa-bandas.

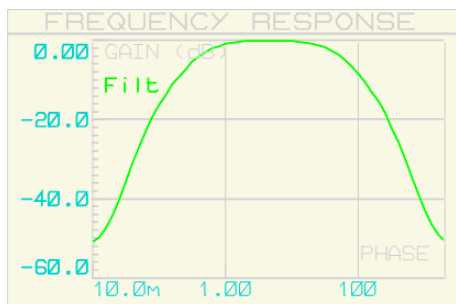


Fig.12. Diagrama de bode del filtro activo pasa-bandas

En la etapa de control se hicieron varias pruebas con el fin de ajustar correctamente el potenciómetro del control offset y no presentar valores negativos. En la Figura 13 se observan las señales obtenidas, la señal amarilla corresponde a la simulación de la señal biológica, en este caso el ritmo theta, la señal azul es la salida del amplificador instrumental en donde se pierde la onda EEG debido a los artefactos, la señal rosada corresponde a la salida del filtro en donde se aprecia una reducción considerable en cuando al ruido presente en la onda y la señal verde representa la salida de la etapa de control y la entrada al microcontrolador.

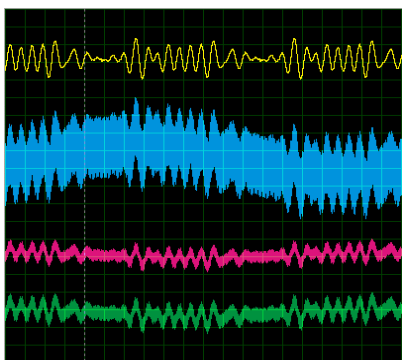


Fig.13. Señales obtenidas en la etapa de amplificación, filtrado y control

Etapa 3 - Digitalización: Para realizar la conversión analógica-digital fue necesario que los datos se almacenarán en una variable entera de 16 bits, de otra manera los datos de salida serán erróneos para este microcontrolador. La transmisión serial se ajustó a 115200 baudios, para obtener la mayor cantidad de bits por segundo enviados. Debido al uso de timers y a que el programa se carga en una simulación el tiempo en el que se ejecuta la simulación es lento en comparación a la etapa anterior en donde no se

estaba haciendo uso de microcontroladores. Se recomienda tener presente que es necesario empaquetar la información enviada por transmisión serial en una variable entera de 8 bits.

Etapa 4 - Procesamiento de la señal: En el procesamiento de la señal se realizaron diversas pruebas, inicialmente el filtrado de la señal con un filtro butterworth tipo IIR en donde se modificó la frecuencia de muestreo (F_s), debido a que a mayor F_s mejor será la filtración de la señal en donde la respuesta de frecuencia tenía una caída óptima según el diagrama de bode (ver Figura 14). Este filtro es recursivo debido a que necesita una retroalimentación, la ventaja es que permite obtener respuestas más complejas y con menos datos [9].

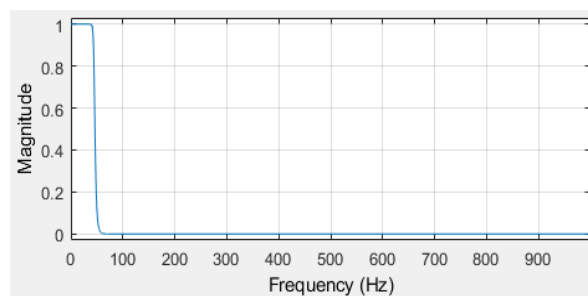


Fig.14. Gráfica de la respuesta en frecuencia del filtro Butterworth digital IIR pasa-bajos, con frecuencia de corte de 45 Hz

En el tratamiento de la señal es necesario tener los ejes correctos, esto permite una mejor comprensión de la información de la actividad eléctrica (ver figura 15).

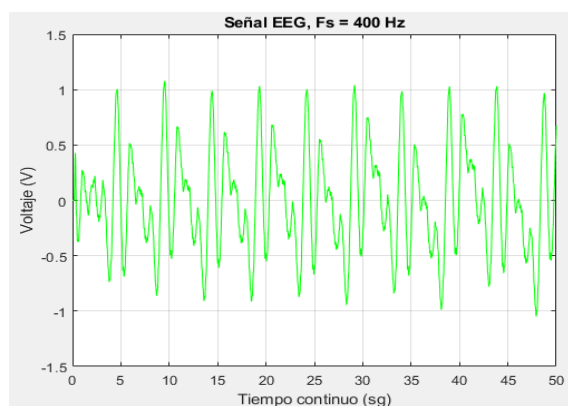


Fig. 15. Onda delta en ejes de voltaje vs tiempo

B. Resultados de funcionamiento y Discusión

Etapa 2 - Adquisición y acondicionamiento de la señal: Con el fin de determinar si las ondas obtenidas después de

realizar la amplificación y el filtrado de la señal tenían los componentes de frecuencia, se realizó un análisis del espectro de Fourier a cada una en la Figura 16 se observa la gráfica para cada una de las señales.

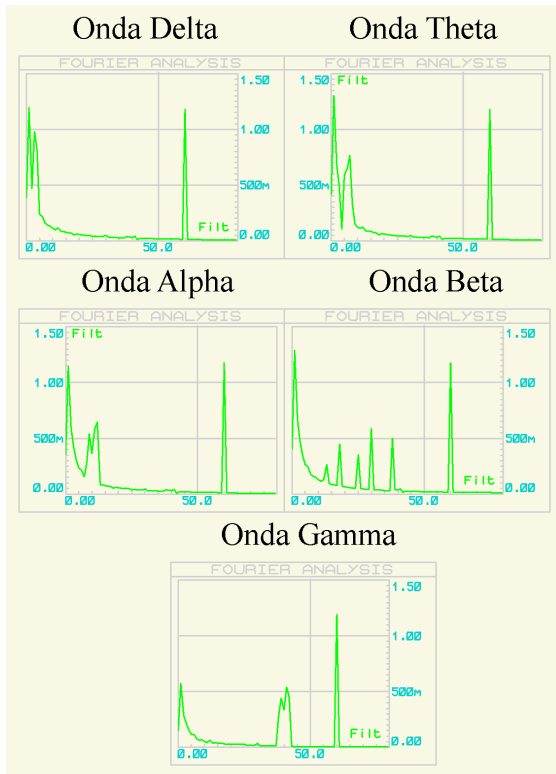


Fig.16. Espectro de Fourier de cada onda electroencefalográfica

En la figura anterior se encuentran las gráficas de cada tipo de ritmo EEG, en donde se aprecia el espectro de frecuencias correspondiente a cada ritmo, nótese que en todas las gráficas se señala una frecuencia de 60 Hz la cual corresponde a la frecuencia de red, esto debido a que el filtro analógico no logra obtener una respuesta analógica debido a que es un filtro real y no ideal, de modo que logra filtrar mejor frecuencias elevadas (contaminación electromagnética) a diferencia de la de red, que se encuentra cercana a la de corte [8].

Etapa 3 - Digitalización: Durante las pruebas de funcionamiento se comprobó que en el 100% de los casos se obtienen los valores digitales correctos de la señal de entrada, en la figura 18 se muestra una comparación entre la señal de entrada y salida del microcontrolador. Este diseño es posible recrearlo siempre y cuando se tengan en cuenta las recomendaciones de este artículo. En la Figura 17, la señal amarilla es la onda delta, la señal azul es la salida de

la etapa 2 de acondicionamiento y la señal verde es la salida del DAC.

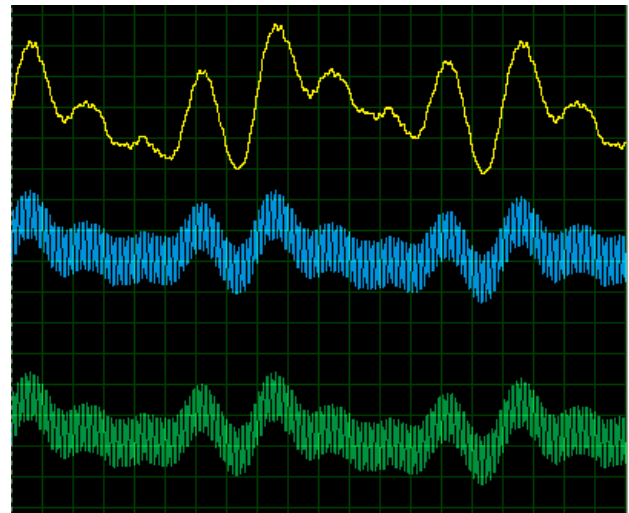


Fig.17. Comparación de señales de las diferentes etapas.

Etapa 4 - Procesamiento de la señal: Después de realizar el filtrado, en la Figura 18 se observa el resultado de la aplicación del filtro digital Butterworth de tipo IIR destacando que se obtuvo una señal como la original sin la distorsión que generan los artefactos; la onda azul es el registro que se obtuvo de la digitalización en la etapa anterior y la señal roja representa la onda que ha sido filtrada con una reducción considerable del ruido presente en ella.

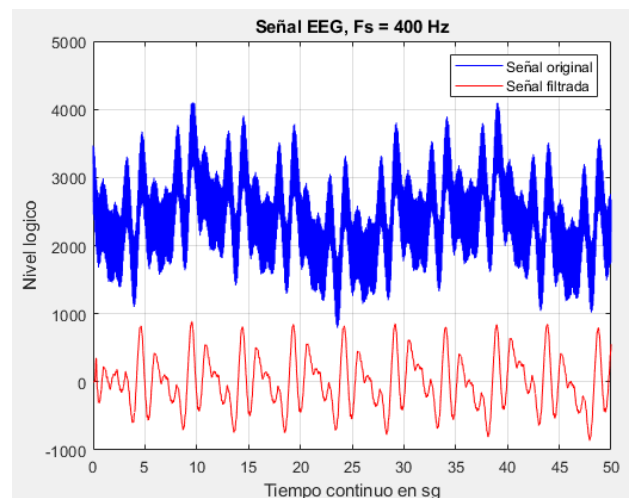


Fig.18. Gráfica de comparación entre la señal original de entrada y la que se obtuvo después del filtrado digital.

Para la identificación del tipo de ondas cerebrales se extrajo el ancho de banda, fue necesario ajustar la frecuencia de muestreo en este punto, de otra manera el ancho de banda ocupado no corresponde al real, se realizaron diferentes pruebas con vectores de diferentes tamaños correspondientes a un mismo tipo de onda y se identificó si el ancho de banda en todas las pruebas estaba dentro del rango de la onda correspondiente (ver tabla 4).

Tabla 4. Características de las ondas delta

Señal	Tamaño del vector	Duración de la señal (sg)	Ancho de banda (Hz)
1	20440	51.09	4.328
2	6531	16.32	6.921
3	14439	36.09	4.893
4	3728	9.318	8.351

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^N x_i}{N} \quad (9)$$

Teniendo estos datos se usó la ecuación 9 para extraer la media de estas señales obteniendo como resultado una tendencia de 6,12 Hz un valor que no corresponde al ancho de banda de las ondas delta. Es importante resaltar el análisis de los datos de la tabla 4, ya que las señales que tuvieron valores próximos o dentro del ancho de banda de la onda original, tienen un vector más grande es decir el tiempo de registro es mayor y a medida que estos valores disminuyen el ancho de banda se aleja del valor real. Por lo tanto, para la obtención de este dato correctamente usando esta técnica es necesario tener un registro de la señal de no menos 30 segundos según las pruebas realizadas y los resultados obtenidos.

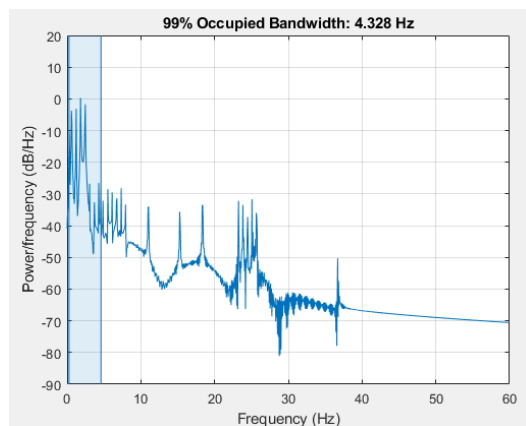


Fig. 19. Ancho de banda ocupado por la onda delta.

En la Figura 19 se observa el gráfico de identificación de ancho de banda de una onda delta, en donde se observa que se encuentra dentro de una banda oscura. La detección de puntos de cambio, fue un método utilizado para detectar cambios abruptos de la señal, lo cual sería útil para registrar anomalías en un EEG que presenten alguna patología; en este caso se simuló el cambio de una onda delta a beta, en donde el cambio de la frecuencia es considerable; al aplicar la función se generan líneas verticales verdes donde registra los cambios abruptos y otras horizontales rojas en donde detecta que la señal es continua o no detecta cambios fuertes (ver Figura 20).

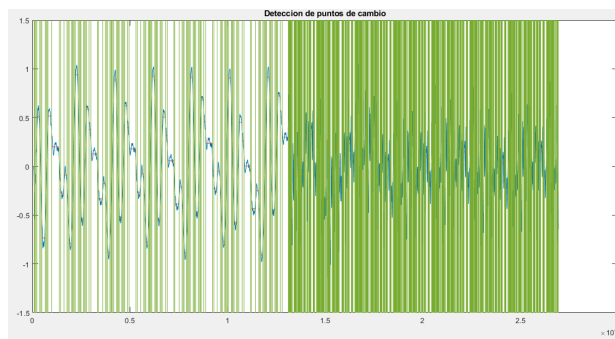


Fig. 20. Cambio en la densidad de líneas verticales como método de detección de cambios en el registro electroencefalográfico.

Visualmente la densidad de las líneas es mayor en la onda beta a comparación de la onda delta, el uso de estos registros y métodos de detección de puntos de cambio son útiles para el personal médico cuando se diagnostique alguna patología mencionada al inicio de este artículo como epilepsia, enfermedades degenerativas o traumatismos, así como la rápida identificación del tipo de onda que presente el paciente que de igual manera es útil por ejemplo en estudios del sueño [1].

3. CONCLUSIÓN

El diseño del electroencefalógrafo realizado en este estudio consistió en un sistema que integra diferentes partes: simulación de señales EEG, Circuito de instrumentación para la adquisición y acondicionamiento de la señal, digitalización de la señal y posteriormente procesamiento de la señal EEG.

El uso de filtros digitales demostró tener mejor respuesta en comparación a los analógicos facilitando el proceso de procesamiento de la señal EEG. Las funciones utilizadas en el procesamiento de la señal fueron las integradas en los toolbox de Matlab, funciones sencillas de utilizar e

interpretar.

La detección de anomalías en el registro, si bien es cierto, que se puede detectar gracias a la densidad de líneas presentes es posible extraer este tipo de datos en el command window del programa Matlab, así como el ancho de banda detectado con el respectivo tipo de onda, estos dos puntos serían el próximo paso a dar con el fin de servir como herramienta para el diagnóstico médico de diferentes patologías como la epilepsia, trastornos encefálicos, tumores o enfermedades degenerativas y de esta manera brindar una herramienta de apoyo a los médicos.

4. AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer a los profesores que me ayudaron y apoyaron con total disposición para la realización de este proyecto.

5. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] G. Tortora and B. Derrickson, “El encéfalo y los nervios craneales,” in *Principios de Anatomía y Fisiología*, 13th ed., México D.F: Editorial médica Panamericana S.A, 2006, pp. 527-580.
- [2] L. Palacios, “Breve historia de la electroencefalografía,” *Acta Neurológica Colombiana*, vol. 2, no. 2, pp. 104–7, 2002.
- [3] G. Tortora and B. Derrickson, “Tejido nervioso,” in *Principios de Anatomía y Fisiología*, 13th ed., México D.F: Editorial médica Panamericana S.A, 2006, pp. 447-491.
- [4] A. Ceballos Herrera, “Detección de Epilepsia en Señales de Electroencefalografía, Mediante el Uso de Redes Neuronales Artificiales y Máquinas con Vectores de Soporte,” Universidad Autónoma de Occidente, 2010.
- [5] S. V. F. Luis, “Detección de Crisis Epilépticas a partir del Electroencefalograma,” Universidad de Sevilla, 2017.
- [6] F. Ramos-Argüelles, G. Morales, S. Egozcue, R. M. Pabón, and M. T. Alonso, “Técnicas básicas de electroencefalografía: principios y aplicaciones clínicas,” *An. Sist. Sanit. Navar.*, vol. 32 Suppl 3, pp. 69–82, 2009, doi: 10.4321/s1137-66272009000600006.
- [7] R. Khandpur, “Biomedical Recorders,” in *Handbook of Second Edition Biomedical Instrumentation*, 2nd ed., New Delhi: Tata McGraw-Hill Publishing Company

Limited, 2003, pp.154-185.

- [8] F. Miraya, “Filtros Activos,” Universidad Nacional del Rosario, 2004.
- [9] E. Gómez, “Introducción práctica al filtrado digital,” Universidad Pompeu Fabra, 2015.